Universidad Nacional de Ingeniería

Área de Conocimiento de Tecnología de la Información y Comunicación

Prototipo basado en IoT para el monitoreo de señales cardíacas en la detección temprana de enfermedades cardiovasculares

Trabajo Monográfico para optar al Título de Ingeniero Electrónico

Elaborado por:

Br. Emorie del Carmen Aguirre Lacayo
Carnet: 2020-0549U

Tutor:

Msc. Cedrick Elksnherr Dalla Torre Parrales

11 de junio 2026
Managua, Nicaragua

Dedicatoria

A Dios por ser la guía constante en mi vida y la fuente de fortaleza en los momentos más desafiantes. Por darme sabiduría para comprender cada reto, paciencia para afrontarlo y la oportunidad de culminar este importante logro académico.

A mis padres por su amor incondicional, sus sacrificios silenciosos y su apoyo constante en cada etapa de mi vida. Gracias por inculcarme valores, disciplina y perseverancia. Este logro es también reflejo de todo lo que han sembrado en mí.

A mis amigos por su compañía, apoyo y por cada momento compartido a lo largo de este proceso. Gracias por hacer más ligeros los días difíciles y por formar parte de una etapa tan significativa de mi vida.

A mis maestros de la Universidad Nacional de Ingeniería, por su compromiso con la enseñanza, por compartir su conocimiento con dedicación y por motivarme a crecer tanto en lo académico como en lo profesional.

Agradecimiento

A mis padres, por su apoyo incondicional a lo largo de este proceso y por su valiosa asesoría técnica, la cual fue fundamental para el desarrollo de este trabajo. Gracias por compartir su conocimiento, guiarme con paciencia y brindarme siempre la motivación necesaria para seguir adelante.

A mi tutor, Cedrick Elksnherr Dalla Torre Parrales, por su orientación, disposición y acompañamiento durante el desarrollo de esta investigación. Su guía y conocimientos fueron clave para dar dirección y solidez a este proyecto.

A mis amigos, por su apoyo constante, por cada palabra de ánimo y por acompañarme en este camino. Gracias por hacer más llevaderos los momentos de mayor exigencia y por estar presentes en cada etapa de este logro.

A Ufinet Nicaragua, por brindarme el espacio y las oportunidades para desarrollarme profesionalmente, así como por el apoyo recibido durante la realización de este proyecto, el cual ha sido posible gracias a la experiencia adquirida en el ámbito laboral.

Resumen

Las enfermedades cardiovasculares representan una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial y constituyen un importante problema de salud pública en Nicaragua. Según el Mapa Nacional de la Salud 2023, se registraron 716,274 personas con Enfermedades Crónicas No Transmisibles (ECNT), siendo la hipertensión arterial una de las más frecuentes con 257,875 casos. Asimismo, durante los últimos seis años se reportaron 32,945 fallecimientos asociados a causas cardiovasculares, entre ellas infarto agudo al miocardio, hipertensión arterial y síndrome coronario crónico (MINSA, 2024). En este contexto, la detección temprana de alteraciones cardíacas resulta fundamental para reducir el riesgo de complicaciones graves. Sin embargo, los métodos tradicionales de monitoreo, como los electrocardiogramas convencionales y los dispositivos Holter, presentan limitaciones relacionadas con la continuidad del monitoreo, la portabilidad y el acceso inmediato a la información, especialmente en entornos ambulatorios o rurales.

El presente trabajo detalla el desarrollo de un prototipo basado en Internet de las Cosas (IoT) para el monitoreo de señales electrocardiográficas (ECG) en tiempo real mediante una configuración de una sola derivación (monocanal). El sistema integra el sensor AD8232 para la captación de biopotenciales cardíacos y un convertidor analógico-digital ADS1115 de 16 bits, garantizando una digitalización de alta fidelidad a una frecuencia de muestreo de 250 Hz, preservando adecuadamente la morfología de las ondas P, QRS y T. Esta arquitectura permite optimizar el consumo energético y la transmisión eficiente de datos mediante WebSockets, facilitando el monitoreo remoto de señales cardíacas y apoyando la detección temprana de posibles anomalías.

Desde el punto de vista de conectividad, el prototipo incorpora una arquitectura IoT que permite la transmisión inalámbrica de los datos hacia una infraestructura de software encargada del almacenamiento, procesamiento y visualización de la información en tiempo real. Esta integración facilita el monitoreo remoto del

paciente, proporcionando acceso continuo a los datos fisiológicos sin requerir supervisión médica presencial constante.

La metodología empleada corresponde a una investigación aplicada orientada al diseño y evaluación de un prototipo para el monitoreo de señales electrocardiográficas. El desarrollo del sistema comprendió la integración del hardware de adquisición, la implementación de los mecanismos de transmisión de datos, el procesamiento digital de la señal ECG y la construcción de una plataforma de visualización en tiempo real. Como criterios de validación se consideraron la calidad de la señal adquirida, la estabilidad de la comunicación, la precisión de los parámetros calculados y la confiabilidad general del funcionamiento del prototipo.

Los resultados obtenidos evidencian la viabilidad técnica del sistema desarrollado para la adquisición, transmisión y procesamiento de señales ECG, demostrando su capacidad para generar información útil para el monitoreo cardiovascular. En conclusión, el prototipo constituye una solución tecnológica de bajo costo y potencialmente escalable, que puede servir como base para el desarrollo de sistemas más avanzados orientados al monitoreo remoto, apoyo al diagnóstico clínico y detección temprana de posibles anomalías cardíacas, contribuyendo al fortalecimiento de la atención preventiva en salud.

Contenido

1. Introducción 1
2. Objetivos 3
2.1 General 3
2.2 Específicos 3
3. Justificación 4
4. Marco Teórico 5
4.1 Introducción al monitoreo electrocardiográfico 6
4.1.1 Fundamentos fisiológicos del ECG 7
4.1.1.1 Sistema de conducción eléctrica del corazón 7
4.1.1.2 Generación de la actividad eléctrica cardíaca 10
4.1.2 Tecnologías actuales de monitoreo cardíaco 11
4.1.2.1 Electrocardiograma clínico convencional 11
4.1.2.2 Monitoreo ambulatorio y continuo 12
4.1.2.3 Dispositivos portátiles y wearables 12
4.2 Sistemas IoT aplicados al monitoreo cardíaco 13
4.2.1 Aplicación del ECG en Sistemas Portátiles 14
4.2.2 Fundamentos de la interfaz piel-electrodo e impedancia 15
4.2.3 Dispositivos y Sensores para Registro ECG 16
4.2.4 Configuración de Electrodos y Ruido en la Señal 17
4.2.5 Integración con Sistemas Embebidos 18
4.2.6 Fundamentos de Conversión Analógico-Digital 18
4.2.7 Técnicas de Preprocesamiento de Señales ECG 21
4.2.8 Extracción de Características Relevantes 22
4.3 Fundamentos de Software para Sistemas IoT Biomédicos 24
5. Metodología 25
5.1Tipo y Diseño Metodológico Propuesto 25
5.2 Descripción del Tipo de Investigación 26
5.3 Descripción de Fuentes de Información 27
5.4 Fases de la Metodología Propuesta 28
6.Desarrollo 32
6.1 Descripción General del Sistema 32
6.2 Adquisición de señal 33
6.3 Requerimientos de Alimentación y Autonomía Energética 36
6.4 Conversión y digitalización de la señal 37
6.4.1 Preprocesamiento 37
6.4.2 Extracción de características 39
6.4.3 Panel de monitoreo en tiempo real 40
6.5 Diseño del sistema IoT 41
6.5.1 Diseño de la fuente de energía del sistema 44

6.5.2 Sistema de recarga y adaptación mediante USB-C 45
6.5.3 Estimación del consumo de corriente del sistema 46
6.5.4 Sensado de carga del sistema 47
6.5.5 Autonomía estimada del sistema 49
6.5.6 Sensores de contacto y conector 50
6.5 Módulo de adquisición analógica (AD8232) 53
6.5.1 Acondicionamiento y filtrado de la señal 57
6.5.2 Modelo teórico del filtro pasa-baja R–C 59
6.5.3 Interfaz de digitalización de la señal (ADS1115) 60
6.5.4 Resolución de 16 bits y su impacto en el entorno de prueba 61
6.5.5 Plataforma de procesamiento y control 62
6.5.6 Implementación Física y Ensamblaje del Prototipo 64
6.5.7 Diseño del case del prototipo 66
6.6 Arquitectura de software del sistema 69
6.6.1 Backend 70
6.6.2 Funciones del backend y lógica de algoritmos 72
6.6.3 Post procesamiento 74
6.6.4 Arquitectura de red IoT y conectividad 76
6.6.5 Despliegue y operación autónoma del sistema 77
6.6.6 Interfaz web de monitoreo 78
6.6.7 Diseño general de la interfaz 79
6.6.8 Interacción del usuario y operación del sistema 80
6.6.9 Generación y exportación de reportes clínicos 81
6.7 Evaluación y validación del prototipo 84
6.7.1 Validación de filtros 84
6.7.2 Validación del algoritmo de detección QRS 86
6.7.3 Pruebas de validación 88
7. Conclusiones 92
8. Recomendaciones 96
Referencias Bibliográficas 97
Anexos 100

Índice de Tablas

Tabla 1. Asignaciones de pines - conexiones prototipo 42
Tabla 2. Especificaciones del filtro pasivo RC y Divisor de Voltaje 43
Tabla 3. Estimación de consumo de energía del prototipo 46
Tabla 4. Datos de pruebas en usuarios 91
Tabla 5. Validación Experimental de las Funcionalidades del Prototipo ECG 94

Índice de Figuras

Imagen 1. Representación de un electrocardiograma normal con identificación de ondas (P, QRS, T, U) e intervalos (PR, ST, QT) Sörnmo & Laguna (2005) y Webster (2010) 9
Imagen 2. Proceso de digitalización de la señal ECG: muestreo, cuantificación y codificación digital 20
Imagen 3. ECG Normal con Línea Base e Intervalos 22
Imagen 4. Arquitectura del prototipo General y Conexiones 42
Imagen 5. Arreglo de baterías del prototipo 45
Imagen 6. Electrodo desechable 3M Red Dot 2238 para adquisición de señal ECG 51
Imagen 7. Gel conductor para adquisición de señal electrocardiográfica utilizado 52
Imagen 8. Cables de conexión para electrodos tipo snap utilizados en el módulo AD8232 53
Imagen 9. Diagrama funcional del circuito integrado AD8232 56
Imagen 10. Distribución de pines del módulo ADS1115 utilizado en el prototipo. Adaptado del datasheet oficial del ADS1115 de Texas Instruments 61
Imagen 11. Montaje físico del prototipo ECG sobre tarjeta perforada 66
Imagen 12. Modelo tridimensional del case del prototipo y disposición interna de los módulos electrónicos 68
Imagen 13. Diseño final del encapsulado del prototipo Medinic ECG 68
Imagen 14. Vista externa del case implementado para el sistema de monitoreo ECG portátil 69
Imagen 15. Punto de acceso Wi-Fi (MEDINIC-ECG) generado por el prototipo 77
Imagen 16. Interfaz Monitor ECG 82
Imagen 17. Panel de conexión y estado operativo del sistema ECG 82
Imagen 18. Historial de sesiones ECG y métricas HRV registradas 83
Imagen 19. Estado del dispositivo y validación de comunicación con el ADS1115 83
Imagen 20. ECG-000044 – Relación señal/ruido 85
Imagen 21. ECG-000044 – Densidad Espectral de Potencia (señal filtrada) 85
Imagen 22. ECG-000044 – con ruido 86
Imagen 23. ECG-000044 Post-procesada 86
Imagen 24. Validación del algoritmo sobre señal ECG sintética 87
Imagen 25. Etapas de procesamiento para resaltar complejos QRS 87

1. Introducción

Las enfermedades cardiovasculares representan una de las principales causas de muerte a nivel mundial. En el Mapa Nacional de la Salud en Nicaragua 2023, se registraron 716,274 personas con Enfermedades Crónicas No Transmisibles (ECNT), entre las más frecuentes se encuentra la hipertensión arterial con 257,875 personas. Asimismo, las primeras 15 causas de muertes en los últimos 6 años suman un total de 32,945 fallecimientos por causas cardiovasculares, entre ellas el infarto agudo al miocardio, hipertensión arterial y síndrome coronario crónico (MINSA, 2024).

En ese contexto, la detección temprana de anomalías en el ritmo cardíaco es fundamental para la prevención de complicaciones graves como las mencionadas anteriormente. No obstante, los métodos tradicionales de monitoreo cardíaco, como los electrocardiogramas (ECG) convencionales y los dispositivos Holter, presentan limitaciones en cuanto a continuidad, portabilidad y acceso inmediato a los datos, lo que dificulta su uso en ambientes ambulatorios o rurales.

En así que, el presente trabajo propone un prototipo para el monitoreo continuo de señales cardíacas orientado a la detección temprana de posibles alteraciones en el ritmo cardíaco, en donde el sistema esté diseñado para registrar señales de ECG en tiempo real y transmitirlas a una plataforma remota para su visualización, análisis y seguimiento, lo anterior, en aprovechamiento del desarrollo de nuevas tecnologías en salud digital, lo cual ha permitido avanzar hacia sistemas de monitoreo más eficientes y accesibles.

El prototipo se basa en el uso del sensor AD8232, capaz de captar las señales eléctricas del corazón con alta precisión. Este sensor se conecta a una Raspberry Pi 4, que actúa como nodo central para ejecutar rutinas de procesamiento digital y el algoritmo de Pan-Tompkins en tiempo real, encargándose posteriormente del envío de la información a una interfaz web vía WebSockets para su supervisión

médica remota.

Asimismo, la incorporación de tecnologías IoT posibilita el acceso remoto a los datos, así como la generación de alertas ante la presencia de irregularidades, lo que representa una herramienta valiosa para la atención preventiva. También, desde la perspectiva de la ingeniería electrónica, este trabajo se apoya en principios de adquisición de datos biomédicos, procesamiento digital de señales y diseño de sistemas embebidos, por lo que, la aplicación de filtros digitales, algoritmos de detección de picos y técnicas de extracción de características son esenciales para mejorar la calidad del monitoreo y la fiabilidad de los datos obtenidos.

Entre los principales desafíos se encuentran la selección de sensores adecuados, el diseño de un sistema eficiente de captura y transmisión de datos, y la validación del prototipo en escenarios reales de uso. Igualmente, se evaluará su capacidad para integrarse en contextos clínicos y domésticos, con el fin de fortalecer el acceso a herramientas de monitoreo cardiovascular de forma continua y personalizada.

Con esta propuesta, se busca aportar al desarrollo de soluciones tecnológicas accesibles que contribuyan al monitoreo efectivo de la salud cardiovascular, apoyando la prevención y el diagnóstico temprano a través del uso de herramientas portátiles, inteligentes y confiables.

2. Objetivos

2.1 General

- Desarrollar un prototipo IoT para el monitoreo en tiempo real de señales electrocardiográficas, enfocado en la detección temprana de anomalías cardiovasculares.

2.2 Específicos

- Describir los requerimientos técnicos relacionados con la adquisición, transmisión, procesamiento y visualización de señales electrocardiográficas aplicados al desarrollo de un prototipo de monitoreo cardíaco basado en IoT.
- Diseñar un prototipo IoT para la adquisición de señales electrocardiográficas, integrando sensores biomédicos, módulos de procesamiento y una plataforma de software para la transmisión, visualización y almacenamiento de la información en tiempo real.
- Evaluar el funcionamiento del prototipo mediante pruebas experimentales de adquisición, procesamiento y visualización de señales electrocardiográficas.

3. Justificación

Esta monografía busca aportar al ámbito académico mediante el desarrollo de una solución tecnológica enfocada en el monitoreo y procesamiento de señales cardíacas, que sirva como base para futuras investigaciones en el área de la ingeniería biomédica. El interés por abordar esta problemática surge al reconocer la necesidad de herramientas que faciliten la evaluación inicial de posibles anomalías cardíacas, especialmente en contextos donde el acceso a servicios especializados es limitado (Girón Arévalo, 2023).

Desde la perspectiva de formación universitaria, este proyecto permite integrar conocimientos en electrónica, instrumentación biomédica y telecomunicaciones aplicadas a la salud, fortaleciendo así, las capacidades técnicas en el desarrollo de sistemas de monitoreo no invasivo (Delgado *et al.*, 2024). Además, representa una oportunidad de aplicar la teoría en un caso práctico que responde a una problemática real y frecuente como lo son las enfermedades cardiovasculares, las cuales siguen figurando entre las principales causas de morbilidad en el país (MINSA, 2024).

Aunque el alcance de la presente investigación se centra en el desarrollo de un prototipo funcional, sus resultados sientan las bases técnicas para soluciones IoT más completas a mediano plazo. En particular, su evolución está orientada a fortalecer el monitoreo remoto y el diagnóstico preliminar mediante configuraciones monocanales ultra-portátiles, utilizando tecnologías de bajo costo que sean fácilmente replicables en comunidades con recursos limitados (Bolívar Pulgarín, 2019).

En el contexto nacional, donde las enfermedades cardiovasculares presentan una alta prevalencia y los recursos de atención no siempre son suficientes, el fortalecimiento de capacidades técnicas y académicas en este campo resulta pertinente. A futuro, investigaciones como esta podrían contribuir a generar propuestas viables, económicas y escalables que, desde el entorno académico,

den paso a soluciones más integrales en el sistema de salud.

4. Marco Teórico

El presente marco teórico tiene como objetivo fundamentar los conceptos, tecnologías y avances científicos relacionados con el diseño y desarrollo de sistemas electrónicos para el monitoreo de señales cardíacas. Dado que las enfermedades cardiovasculares representan una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial, el desarrollo de soluciones tecnológicas accesibles y eficientes en la adquisición y procesamiento de electrocardiogramas (ECG), resulta fundamental para la mejora de la salud pública, especialmente en contextos con recursos limitados.

Desde la perspectiva de la ingeniería electrónica, el monitoreo cardíaco implica la integración de diversos con metodologías, técnicas e instrumentos precisos, tales como sensores biomédicos, sistemas embebidos, procesamiento digital de señales y comunicaciones inalámbricas. Estos elementos permiten la captura precisa de las señales eléctricas generadas por el corazón, su procesamiento en tiempo real y la transmisión de información relevante para la toma de decisiones médicas.

Es así, que el presente marco teórico aborda inicialmente los principios básicos de las señales biomédicas y la electrocardiografía, para luego profundizar en los aspectos técnicos de la adquisición y procesamiento electrónico de las señales. Asimismo, se revisan las plataformas embebidas y tecnologías IoT que facilitan el monitoreo remoto, destacando el estado del arte en prototipos y sistemas desarrollados para la salud cardiovascular.

Finalmente, se presentan los desafíos técnicos actuales y las perspectivas de aplicación futura de estas tecnologías en el contexto nacional, resaltando el papel fundamental que la ingeniería electrónica puede desempeñar en el acceso a dispositivos médicos innovadores y de bajo costo. Este análisis permite sentar las bases para el desarrollo del prototipo propuesto, que busca contribuir al avance tecnológico en la detección temprana de enfermedades cardiovasculares.

4.1 Introducción al monitoreo electrocardiográfico

El monitoreo electrocardiográfico constituye una herramienta fundamental para el análisis de la actividad eléctrica del corazón, ya que permite registrar, visualizar e interpretar las variaciones eléctricas generadas durante el ciclo cardíaco. En el contexto del presente trabajo, su importancia radica en proporcionar la base fisiológica y técnica necesaria para el desarrollo de un sistema IoT orientado a la adquisición, procesamiento y visualización de señales ECG en tiempo real.

La actividad eléctrica del corazón es producida por un sistema especializado de conducción encargado de coordinar la contracción del miocardio. Este proceso inicia en el nódulo sinoauricular (SA), considerado el marcapasos natural del corazón, desde donde se generan impulsos eléctricos que se propagan a través de las aurículas. Posteriormente, el estímulo alcanza el nódulo auriculoventricular (AV), donde experimenta un breve retardo antes de continuar hacia los ventrículos a través del Haz de His y las fibras de Purkinje, permitiendo la activación coordinada del tejido ventricular (Guyton & Hall, 2021).

Estas variaciones de potencial pueden registrarse mediante un electrocardiograma (ECG), el cual representa gráficamente la actividad eléctrica cardíaca en función del tiempo. Dentro del trazado electrocardiográfico, la onda P corresponde a la despolarización auricular, el complejo QRS representa la despolarización ventricular y la onda T se asocia con la repolarización ventricular. La identificación de estos componentes resulta esencial para la estimación de parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca, los intervalos RR y otros indicadores derivados del comportamiento temporal de la señal.

En sistemas de monitoreo basados en una sola derivación, como el prototipo desarrollado en esta investigación, el objetivo principal no consiste en reemplazar un electrocardiograma clínico de múltiples derivaciones, sino en obtener una representación funcional de la actividad eléctrica cardíaca que permita supervisar el ritmo, estimar métricas básicas y evaluar la calidad de la señal adquirida. En consecuencia, la correcta adquisición e interpretación de la señal ECG constituye un elemento central para el funcionamiento del sistema propuesto.

4.1.1 Fundamentos fisiológicos del ECG

El electrocardiograma (ECG) registra la actividad eléctrica del corazón humano. Es una señal compuesta por cinco ondas principales: P, Q, R, S y T (Girón Arévalo, 2023). La actividad eléctrica del corazón inicia su recorrido en el nodo sinoauricular (SA), ubicado en la aurícula derecha, actuando como el marcapasos natural. El impulso del nodo SA provoca la contracción de las aurículas. Posteriormente, la señal eléctrica se dirige al nodo auriculoventricular (AV), que regula la secuencia temporal para coordinar la contracción de aurículas y ventrículos, introduciendo un breve retraso. Finalmente, la señal se propaga a través de las fibras de Purkinje en las paredes de los ventrículos, conduciendo el impulso al tejido muscular y generando la contracción ventricular y el bombeo sanguíneo. Este sistema eléctrico propio del corazón regula los latidos, y su actividad se refleja en el ECG como un gráfico que estudia las variaciones de voltaje en relación con el tiempo (Narváez Miranda & Valverde Jara, 2021; Delgado *et al*., 2024).

4.1.1.1 Sistema de conducción eléctrica del corazón

El corazón posee una notable capacidad para generar impulsos eléctricos rítmicos y espontáneos mediante un conjunto de células miocárdicas especializadas. Estas células conforman el sistema de conducción o cardionector, el cual es responsable de iniciar y transmitir la actividad eléctrica de forma secuencial, garantizando así las contracciones mecánicas coordinadas de las cámaras cardíacas

El recorrido del impulso bioeléctrico se estructura a través de los siguientes componentes principales:

Nódulo Sinoauricular (Nodo SA): Ubicado en la pared superior de la aurícula derecha, cerca de la desembocadura de la vena cava superior, actúa como el marcapasos primario del corazón. En condiciones normales, el nodo SA genera potenciales de acción a una frecuencia promedio de 75 latidos por minuto, determinando la frecuencia cardíaca del individuo. Su activación eléctrica produce

la contracción de las aurículas y se registra en la superficie corporal como la onda P del electrocardiograma.

Nódulo Auriculoventricular (Nodo AV): Situado bajo el endocardio en la región posteroinferior del tabique interauricular, recibe el impulso eléctrico proveniente de las aurículas. Su función fundamental es introducir un retraso fisiológico en la conducción del estímulo eléctrico hacia los ventrículos. Este breve retardo es indispensable para permitir el llenado completo de las cavidades ventriculares antes de la eyección de la sangre.

Haz de His (Fascículo Atrioventricular): Distal al nodo AV, el impulso es conducido por el haz de His, una estructura que perfora el tabique interventricular. Este haz se bifurca rápidamente en una rama derecha y una rama izquierda, las cuales actúan como vías de conducción de alta velocidad para llevar el estímulo eléctrico hacia la región apical (la punta) del corazón.

Fibras de Purkinje: Las ramas del haz de His se subdividen formando una extensa red de fibras subendocárdicas que se distribuyen por las paredes de ambos ventrículos. Estas fibras transmiten el impulso desde la punta hacia las bases cardíacas de forma casi instantánea, provocando una contracción ventricular sincronizada y eficiente para bombear la sangre hacia la circulación pulmonar y sistémica. La rápida despolarización de la masa ventricular a través de esta red genera la deflexión de mayor amplitud y energía en el registro eléctrico, conocida como el complejo QRS.

La correcta sincronización fisiológica de estas cuatro estructuras genera la morfología de la señal electrocardiográfica estándar. Cualquier anomalía en esta ruta de conducción introduce variaciones de amplitud y tiempo en los intervalos PR, QRS y QT, siendo estos los parámetros cuantitativos que el prototipo de monitoreo IoT buscará extraer de forma automática mediante la aplicación de algoritmos de procesamiento digital.

Ciclo Cardíaco: Ondas P, QRS, T

La interpretación básica del ECG implica analizar la línea basal o isoeléctrica y las deflexiones que forman ondas, segmentos e intervalos. Las deflexiones características de un ciclo cardíaco incluyen: La onda P, que representa la despolarización auricular (contracción de las aurículas); El complejo QRS, que representa la despolarización ventricular (contracción de los ventrículos), siendo la parte más prominente y de mayor amplitud en el ECG; El intervalo QRS, que representa el tiempo de activación ventricular; La onda T, que representa la repolarización ventricular (relajación de los ventrículos). En algunos casos, puede ser visible una pequeña onda U (Girón Arévalo, 2023). Así como, los segmentos (ej., PR, ST) e intervalos (ej., PR, QRS, QT, RR) entre estas ondas son cruciales para evaluar la velocidad de conducción y la duración de las fases eléctricas del corazón (Simbala Briones & Vera Diaz, 2024).

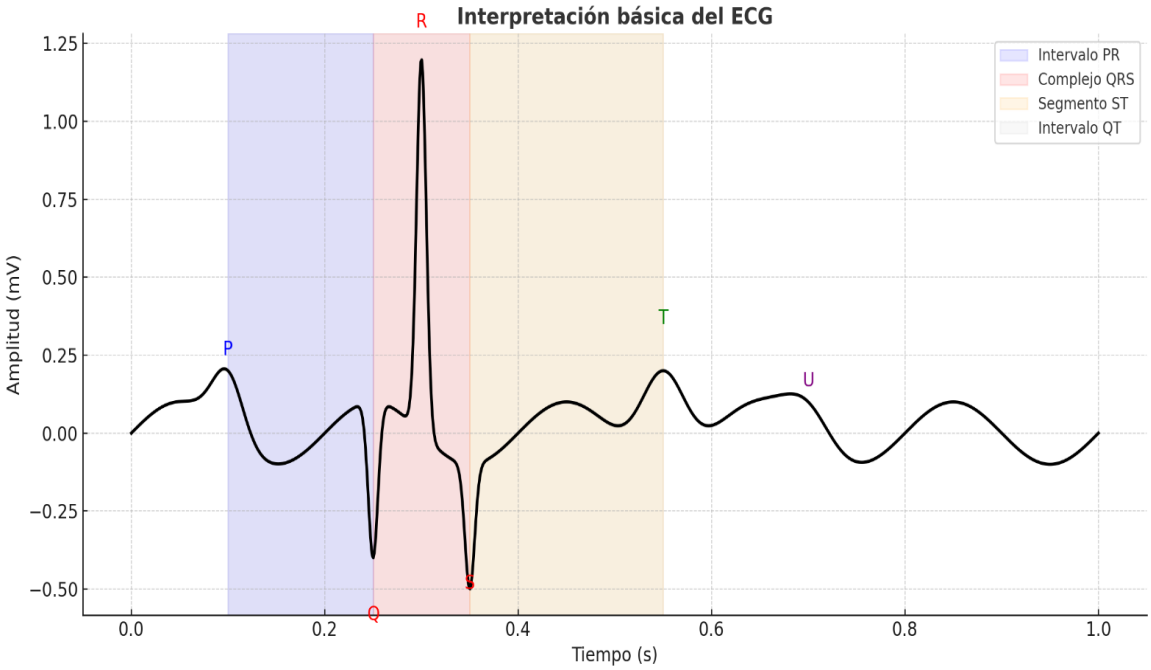


Imagen 1. Representación de un electrocardiograma normal con identificación de ondas (P, QRS, T, U) e intervalos (PR, ST, QT) Sörnmo & Laguna (2005) y Webster (2010)

4.1.1.2 Generación de la actividad eléctrica cardíaca

La actividad eléctrica del corazón se fundamenta en la capacidad de sus células para generar y propagar potenciales de acción. A nivel fisiológico, el miocardio está compuesto por dos tipos de células: las células automáticas (que conforman el sistema cardionector encargado de iniciar y propagar el impulso) y las células contráctiles, que esperan la llegada del estímulo eléctrico para excitarse y generar el trabajo mecánico de bombeo. El proceso de generación y restablecimiento de estas corrientes bioeléctricas se divide en fases fundamentales:

Despolarización: En estado de reposo, no hay movimiento de cargas; el interior de la célula cardíaca es negativo respecto al exterior, creando una homogeneidad de cargas positivas en la superficie que se traduce en una diferencia de potencial nula (la línea isoeléctrica en un monitor). Sin embargo, cuando el estímulo eléctrico avanza, ocurre un movimiento masivo de cargas positivas hacia el interior celular. Esta alteración genera un "dipolo" en el exterior (zonas que ya se despolarizaron frente a zonas que aún están en reposo). La propagación espacial de estos dipolos genera vectores eléctricos con magnitud, dirección y sentido, los cuales representan el frente de activación celular (como el vector resultante de la despolarización ventricular, que da origen al complejo QRS).

Repolarización: Una vez concluida la contracción, el miocardio debe restablecer su equilibrio iónico basal para estar listo para el siguiente ciclo. En los ventrículos, la repolarización ocurre fisiológicamente en sentido opuesto a la despolarización (es decir, de epicardio a endocardio), debido a que los potenciales de acción en las células del epicardio tienen una duración más corta. Como la recuperación de cargas negativas avanza en dirección contraria, el vector eléctrico resultante termina apuntando en el mismo sentido que el vector de despolarización. Por esta razón, la onda de recuperación (onda T) normalmente presenta una polaridad positiva en el registro, siguiendo la misma dirección que la mayor deflexión del complejo QRS.

Origen de la señal bioeléctrica: Cuando el impulso eléctrico se propaga por la masa cardíaca, las corrientes iónicas no se quedan confinadas en el corazón.

Dado que los tejidos corporales (como los músculos y la grasa) actúan como conductores volumétricos, estas corrientes difunden a través del torso hacia la superficie corporal. Así, la señal electrocardiográfica (ECG) no es más que el registro gráfico superficial de esta actividad, obtenida mediante la suma en el tiempo de millones de diminutas señales extracelulares generadas por los potenciales de acción. Al llegar a la piel, estas diferencias de potencial adquieren magnitudes del orden de los milivoltios, siendo precisamente estas variaciones las que los electrodos superficiales captan para su análisis en el entorno IoT. (Yeves & De Giusti, s.f.).

4.1.2 Tecnologías actuales de monitoreo cardíaco

4.1.2.1 Electrocardiograma clínico convencional

El electrocardiograma clínico de 12 derivaciones constituye el método de referencia para la evaluación diagnóstica de la actividad eléctrica del corazón en entornos hospitalarios y clínicos especializados (Delgado *et al.*, 2024). Este sistema emplea electrodos ubicados en las extremidades y en la región precordial del paciente para obtener múltiples perspectivas de la propagación del impulso eléctrico cardíaco, generando una representación más completa del comportamiento del miocardio (Yeves & De Giusti, s.f.).

La principal fortaleza de este tipo de electrocardiograma radica en su capacidad para ofrecer una visión espacial amplia de la actividad eléctrica cardíaca, lo que favorece la identificación de alteraciones como isquemias, hipertrofias, bloqueos de conducción y otros cambios morfológicos de relevancia clínica. Debido a ello, el ECG de 12 derivaciones es ampliamente utilizado como herramienta diagnóstica en la práctica médica y constituye un referente técnico para el análisis electrocardiográfico.

No obstante, desde la perspectiva del monitoreo continuo y remoto, este tipo de sistema presenta limitaciones importantes. Su operación requiere equipo especializado, condiciones controladas de registro y personal capacitado tanto para la colocación correcta de los electrodos como para la interpretación del

trazado. Asimismo, su uso suele concentrarse en entornos clínicos, lo que reduce su aplicabilidad en escenarios ambulatorios, domiciliarios o de supervisión prolongada (Blanco Prieto, 2021).

En este contexto, aunque el electrocardiograma convencional no forma parte directa de la solución implementada en esta investigación, sí constituye el punto de referencia teórico y funcional frente al cual se justifica el desarrollo de alternativas más accesibles.

4.1.2.2 Monitoreo ambulatorio y continuo

El monitoreo ambulatorio surge como una alternativa a la evaluación electrocardi ográfica limitada al entorno clínico, permitiendo registrar la actividad eléctrica car díaca durante periodos prolongados y en condiciones cotidianas del paciente. A diferencia del ECG de reposo, que captura únicamente una ventana breve del co mportamiento cardíaco, el monitoreo continuo facilita la observación de variacion es temporales del ritmo y la identificación de eventos transitorios que podrían no manifestarse durante una consulta convencional (Blanco Prieto, 2021).

Tradicionalmente, el monitor Holter ha constituido el dispositivo de referencia para este tipo de aplicación, al permitir registros continuos de 24 a 48 horas. Sin embargo, su operación suele depender de equipos dedicados, almacenamiento local y análisis posterior, lo que reduce la inmediatez en la visualización y revisión del trazado. En contraste, los sistemas modernos de monitoreo ambulatorio incorporan capacidades de procesamiento digital y transmisión de datos, permitiendo supervisión más flexible y acceso remoto a la información registrada.

En el contexto de esta investigación, el monitoreo ambulatorio se aborda desde una arquitectura de adquisición continúa basada en una sola derivación, orientada a la obtención de métricas fisiológicas básicas y al seguimiento de la calidad de señal en tiempo real, más que al diagnóstico multiderivación de alta complejidad.

4.1.2.3 Dispositivos portátiles y wearables

El avance de la microelectrónica, los biosensores y los sistemas embebidos ha favorecido el desarrollo de dispositivos portátiles y wearables aplicados al

monitoreo cardíaco. Estos sistemas se caracterizan por su tamaño reducido, bajo consumo energético y capacidad de operar fuera del entorno hospitalario, facilitando la supervisión fisiológica en escenarios domiciliarios o de movilidad (León Tibaquirá & Alzate Aristizábal, 2024).

Dentro de este grupo se incluyen relojes inteligentes, parches adhesivos, bandas torácicas y módulos compactos de adquisición ECG, muchos de los cuales emplean configuraciones de una sola derivación. Aunque estos dispositivos no ofrecen la riqueza diagnóstica de un sistema clínico de 12 derivaciones, resultan adecuados para tareas como la vigilancia del ritmo cardíaco, la estimación de frecuencia cardíaca y la detección de cambios relevantes en el trazado.

El prototipo desarrollado en esta investigación se enmarca dentro de esta tendencia tecnológica, al integrar una solución portátil de bajo costo basada en sensado monocanal, acondicionamiento analógico de la señal, digitalización y presentación en una interfaz web, con énfasis en monitoreo funcional y accesibilidad tecnológica.

4.2 Sistemas IoT aplicados al monitoreo cardíaco

El Internet de las Cosas (IoT, por sus siglas en inglés) ha permitido el desarrollo de sistemas de monitoreo biomédico capaces de adquirir, procesar y transmitir información fisiológica en tiempo real mediante dispositivos conectados a redes de comunicación. En el ámbito cardiovascular, estas tecnologías facilitan la supervisión continua de señales electrocardiográficas fuera de entornos clínicos tradicionales, favoreciendo el seguimiento remoto de pacientes y la disponibilidad inmediata de información cardíaca.

Los sistemas IoT aplicados al monitoreo cardíaco generalmente están compuestos por sensores biomédicos, módulos de adquisición, plataformas de procesamiento y mecanismos de comunicación encargados de transmitir los datos hacia interfaces de visualización o almacenamiento. Dentro de estos sistemas, la señal ECG es capturada mediante sensores especializados y posteriormente

acondicionada, digitalizada y procesada para extraer parámetros fisiológicos relevantes relacionados con el comportamiento cardíaco.

La integración de plataformas embebidas, como microcontroladores y computadoras de placa reducida, ha permitido implementar arquitecturas capaces de ejecutar tareas de adquisición y procesamiento local de señales biomédicas en tiempo real. Asimismo, la incorporación de protocolos de comunicación inalámbrica facilita la transmisión continua de datos hacia aplicaciones web o plataformas de monitoreo remoto, permitiendo visualizar la señal ECG y supervisar el estado del sistema desde distintos dispositivos conectados a la red.

En aplicaciones de monitoreo electrocardiográfico, los sistemas IoT suelen enfocarse en funciones como adquisición continua de señales, cálculo de frecuencia cardíaca, detección de eventos asociados al ritmo cardíaco y visualización remota de la información fisiológica. Estas arquitecturas también permiten integrar mecanismos de almacenamiento y gestión de sesiones de monitoreo, facilitando el análisis posterior de los registros adquiridos.

En el contexto del presente trabajo, el uso de una arquitectura IoT permite integrar los módulos de adquisición, procesamiento y visualización de la señal ECG dentro de una plataforma conectada capaz de transmitir información en tiempo real. Esto facilita la supervisión continua de la señal electrocardiográfica y la interacción con el sistema mediante una interfaz web orientada al monitoreo experimental de la actividad cardíaca.

4.2.1 Aplicación del ECG en Sistemas Portátiles

La evolución de la microelectrónica ha facilitado la integración de la capacidad de registro de ECG en sistemas portátiles y de bajo costo. Estos dispositivos, a menudo con una o pocas derivaciones, permiten el monitoreo continuo o intermitente fuera del entorno hospitalario. Su aplicación es fundamental para la detección temprana en el hogar, el seguimiento de pacientes crónicos y la identificación de eventos arrítmicos que pueden ser esporádicos y difíciles de capturar en una consulta clínica. Los electrocardiógrafos portátiles están

diseñados para ser transportados y utilizados en diversos entornos, mientras que el monitor Holter es un dispositivo portátil para la monitorización continua del ECG durante períodos prolongados (24-48 horas o más), crucial para detectar arritmias intermitentes. Los electrocardiógrafos digitales ofrecen ventajas como capacidad de almacenamiento, análisis avanzado e integración con sistemas de información hospitalaria.

4.2.2 Fundamentos de la interfaz piel-electrodo e impedancia

La adquisición superficial de señales electrocardiográficas requiere la transferencia de carga eléctrica desde el cuerpo humano hacia el circuito de medición. A nivel fisiológico, las corrientes biológicas son de naturaleza iónica (movimiento de iones como Na+, K+ y Cl-), mientras que en los circuitos electrónicos la corriente es transportada por electrones. El electrodo actúa como el transductor fundamental que permite esta conversión entre corriente iónica y electrónica (Webster, 2010).

El principal desafío en esta transducción es la impedancia de la interfaz piel-electrodo. La capa más externa de la piel, conocida como estrato córneo, está compuesta por células muertas que actúan como una barrera dieléctrica. Esta capa presenta una alta impedancia resistiva y capacitiva (Webster, 2010), lo que atenúa severamente la señal bioeléctrica, la cual ya posee amplitudes muy reducidas (en el orden de los milivoltios). A su vez, una alta impedancia en esta interfaz incrementa la susceptibilidad del sistema a captar ruido electromagnético ambiental, como la interferencia de 60 Hz, y genera fluctuaciones en la línea base de la señal (Singh & Sunkaria, 2015).

Para superar esta barrera y garantizar una conductividad óptima, en entornos médicos y de monitoreo portátil se estandariza el uso de electrodos de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl). Estos dispositivos están clasificados como electrodos "no polarizables", lo que significa que permiten el paso libre de corriente a través de la interfaz sin generar una acumulación significativa de carga que distorsione la medición (Webster, 2010).

A nivel electroquímico, la combinación de una base metálica de plata recubierta con una capa de cloruro de plata, acompañada de un gel conductor rico en iones cloruro (Cl-), facilita reacciones reversibles de oxidación y reducción. Esta interacción química estabiliza el potencial de media celda (el voltaje natural que se genera cuando un metal toca un electrolito), manteniéndolo en niveles muy bajos y estables (Webster, 2010).

En la práctica clínica y en el diseño de hardware biomédico, la alta conductividad de los electrodos Ag/AgCl y el uso de geles electrolíticos son esenciales, ya que reducen drásticamente la impedancia de contacto (Webster, 2010).

Esto minimiza los artefactos generados por el movimiento del paciente, maximiza la transferencia de energía hacia el amplificador de instrumentación y optimiza la relación señal-ruido (SNR), permitiendo una digitalización fiel de la morfología del complejo QRS (Liu *et al*., 2020; Singh & Sunkaria, 2015).

4.2.3 Dispositivos y Sensores para Registro ECG

La fase de adquisición de señales cardíacas es el punto de partida del prototipo, donde se convierte la actividad bioeléctrica del corazón en datos digitales.

La medición de la señal electrocardiográfica (ECG) se realiza mediante electrodos colocados sobre la superficie corporal, los cuales capturan las diferencias de potencial eléctrico generadas por la actividad del miocardio (Simbala Briones & Vera Diaz, 2024). Dependiendo de la aplicación, pueden emplearse electrodos desechables o reutilizables, variando en comodidad, costo y estabilidad de la señal.

Los electrocardiógrafos constituyen los dispositivos médicos encargados de registrar y analizar esta actividad eléctrica. Generalmente, estos sistemas están compuestos por electrodos, etapas de amplificación y módulos de adquisición encargados de acondicionar, filtrar y registrar la señal cardíaca. Debido a que las

señales ECG poseen amplitudes reducidas y son susceptibles a interferencias externas, resulta necesario el uso de circuitos especializados que permitan mejorar la relación señal/ruido y preservar la morfología de las ondas cardíacas.

Entre los circuitos integrados utilizados en sistemas biomédicos portátiles destaca el AD8232, diseñado específicamente para la adquisición y acondicionamiento de señales electrocardiográficas de baja amplitud. Este dispositivo integra etapas de amplificación y filtrado analógico que facilitan la captura de biopotenciales cardíacos en aplicaciones de monitoreo portátil y sistemas embebidos. Asimismo, la conversión de las señales analógicas a formato digital constituye una etapa fundamental para su almacenamiento, transmisión y análisis mediante software (Girón Arévalo, 2023).

4.2.4 Configuración de Electrodos y Ruido en la Señal

La correcta colocación de los electrodos es esencial para obtener un registro electrocardiográfico confiable, ya que un contacto inadecuado con la piel o una ubicación incorrecta puede alterar la amplitud, la morfología y la estabilidad de la señal. En sistemas de una derivación, la señal se obtiene a partir de la diferencia de potencial entre dos electrodos activos, comúnmente RA (right arm, brazo derecho) y LA (left arm, brazo izquierdo), mientras que RL (right leg, pierna derecha) se emplea como electrodo de referencia o tierra, contribuyendo a la estabilidad eléctrica del sistema y a la reducción del ruido de modo común (Butchy *et al*., 2023). Esta configuración es equivalente, en términos funcionales, a una derivación bipolar simplificada tipo Lead I, útil para monitoreo y análisis básico del ritmo cardíaco.

La identificación de los electrodos también depende del sistema de codificación utilizado. En el estándar AHA, RA se identifica con blanco, LA con negro y RL con verde; mientras que, en el estándar IEC, RA corresponde a rojo, LA a amarillo y RL a negro (Khalil *et al*., 2023). Conocer el estándar empleado es importante para evitar errores de conexión que alteren la polaridad o la interpretación del trazado.

Asimismo, la calidad de la señal ECG puede verse afectada por diversas fuentes de ruido, entre las que destacan la interferencia de línea de 50/60 Hz, los artefactos de movimiento, el ruido muscular (EMG) y las variaciones en la impedancia piel-electrodo. Estas perturbaciones pueden introducir deriva de línea base, distorsión morfológica o superposición de componentes no deseadas, comprometiendo tanto la interpretación visual como el desempeño de los algoritmos automáticos de análisis (Singh & Sunkaria, 2015; Liu *et al*., 2020). Por ello, el diseño del sistema debe contemplar medidas de mitigación desde la adquisición, incluyendo preparación adecuada de la piel, correcta fijación de electrodos, reducción del movimiento de cables y técnicas de filtrado analógico y digital.

4.2.5 Integración con Sistemas Embebidos

Los sistemas embebidos de alta capacidad, como la Raspberry Pi, actúan como el núcleo central de los sistemas de adquisición de ECG modernos. A diferencia de los microcontroladores básicos, estas computadoras de placa única (SBC) ofrecen la potencia de cómputo necesaria para ejecutar sistemas operativos completos y rutinas de procesamiento digital de señales (PDS) en tiempo real (Girón Arévalo, 2023). Para interactuar con sensores analógicos como el AD8232, estas plataformas requieren la integración de conversores analógico-digitales (ADC) externos de alta resolución, como el ADS1115 de 16 bits, los cuales garantizan una digitalización de alta fidelidad. Esta arquitectura combinada facilita el análisis complejo y la transmisión inalámbrica de datos hacia infraestructuras IoT.

4.2.6 Fundamentos de Conversión Analógico-Digital

Una señal electrocardiográfica necesita convertir la señal analógica proveniente del sensor en datos digitales para que pueda ser procesada por un sistema computacional. Este proceso se conoce como conversión analógico-digital y constituye una etapa fundamental dentro de los sistemas de monitoreo biomédico.

La conversión analógico-digital se compone principalmente de dos etapas: el

muestreo y la cuantificación. El muestreo consiste en tomar valores de la señal analógica en intervalos periódicos de tiempo, permitiendo representar el comportamiento continuo del ECG mediante una secuencia discreta de muestras digitales.

Desde el punto de vista teórico, el teorema de Nyquist establece que la frecuencia de muestreo debe ser al menos el doble de la frecuencia máxima presente en la señal para evitar distorsiones conocidas como aliasing:

$$f_s \geq 2f_{max} \quad (1)$$

donde $f_s$representa la frecuencia de muestreo y f_{max}corresponde a la frecuencia máxima presente en la señal. En aplicaciones electrocardiográficas, esta condición resulta importante para preservar adecuadamente la morfología de las ondas P, QRS y T, especialmente los cambios rápidos presentes en el complejo QRS.

Posteriormente, cada muestra adquirida es convertida en un valor digital mediante el proceso de cuantificación, el cual depende directamente de la resolución del convertidor analógico-digital (ADC). El tamaño del paso de cuantificación puede expresarse mediante:

$$Q = \frac{x_{max} - x_{min}}{2^N} \quad (2)$$

donde Qrepresenta el nivel mínimo de variación detectable por el convertidor, mientras que Ncorresponde a la resolución del ADC en bits. A mayor resolución, mayor capacidad del sistema para representar pequeñas variaciones de amplitud presentes en la señal electrocardiográfica.

El resultado del proceso de conversión A/D es una secuencia discreta xq[n], lista para su preprocesamiento, detección de eventos y análisis en tiempo real o

diferido. Este conjunto de muestras de alta resolución contiene tanto la información de ritmo como la morfología detallada necesaria para la detección temprana de anomalías cardiovasculares.

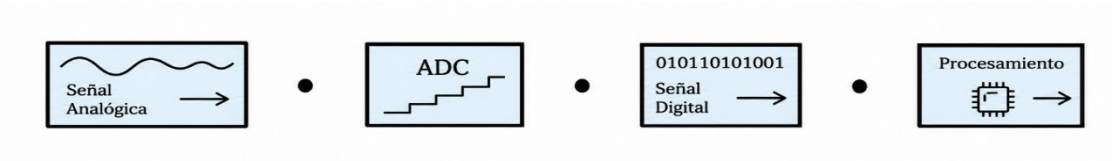


Imagen 2. Proceso de digitalización de la señal ECG: muestreo, cuantificación y codificación digital

La digitalización de la señal ECG es crítica porque determina la fidelidad con la que se conserva la información contenida en la actividad eléctrica del corazón. Además, un muestreo y una cuantificación inadecuados pueden distorsionar la morfología del ECG, afectando la precisión diagnóstica " y la detección de eventos clínicamente relevantes" (Clifford *et al.*, 2006), un buen muestreo y cuantificación de la señal cardíaca garantiza una buena preservación de la morfología de la señal.

Un electrocardiograma contiene componentes de baja frecuencia, ondas P y T, entre 0.05 y 0.4 Hz y de frecuencia más alta complejo QRS, hasta 150 Hz en registros diagnósticos. Asimismo, el formato digital facilita la compresión sin pérdida y reduce los requisitos de almacenamiento. Cualquier error en muestreo o cuantificación puede distorsionar:
Amplitud → diagnóstico erróneo de hipertrofia, isquemia o cambios ST.
Duración → errores en la medición de intervalos PR, QRS y QT.

Un muestreo inadecuado puede ocultar o deformar características relevantes. Otra de las razones de importancia de la digitalización es que posibilita el almacenamiento de la señal sin pérdida y la transmisión eficiente para análisis posterior (Turner *et al*., 2017).

4.2.7 Técnicas de Preprocesamiento de Señales ECG

El procesamiento digital de señales y el análisis de datos son métodos frecuentemente utilizados en ingeniería biomédica, siendo esenciales para la interpretación precisa de los datos ECG. El preprocesamiento de señales es un conjunto de técnicas para preparar los datos antes del análisis, eliminando ruido y artefactos para resaltar las características de interés se tiene: 1) Filtrado (Paso Alto, Paso Bajo, Pasa Banda, Notch), el cual es esencial para mejorar la relación señal-ruido de la señal ECG (González, 2012; Martínez Toro, 2023); 2) Filtro Paso Alto, que elimina las derivas de la línea base causadas por la respiración o el movimiento de los electrodos; 3) Filtro Paso Bajo, que suaviza la señal y elimina el ruido de alta frecuencia (ej., ruido muscular); 4) Filtro Pasa Banda, que combina filtros paso alto y paso bajo para aislar el rango de frecuencia de interés de la señal ECG; 5) Filtro Notch, específicamente diseñado para eliminar el ruido de línea (50 o 60 Hz).

La línea base de la señal ECG, se define como el nivel isoeléctrico que representa la ausencia de actividad eléctrica cardíaca. Corresponde al segmento plano entre ondas (principalmente entre el final de la onda T y el inicio de la onda P). Esta línea sirve como referencia para identificar desviaciones que reflejan fenómenos fisiológicos o patológicos, este puede desviarse debido a movimientos del paciente o cambios en la impedancia de los electrodos. La corrección de la línea base ajusta estas desviaciones para centrar la señal y permitir un análisis preciso de las ondas.

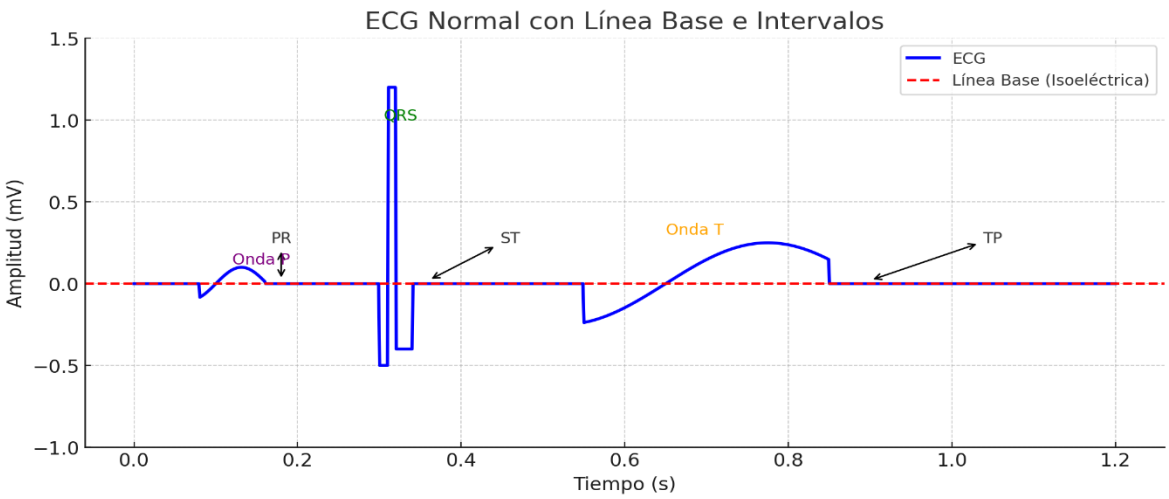


Imagen 3. ECG Normal con Línea Base e Intervalos

La normalización ajusta la amplitud de la señal a un rango estándar, lo cual puede ser útil para comparar señales de diferentes pacientes o adquisiciones, y para estandarizar las entradas a algoritmos de análisis.

La detección de complejos QRS es un paso crucial en el preprocesamiento, ya que son indicativos de los latidos cardíacos (González, 2012). Algoritmos específicos como el de Pan-Tompkins son comúnmente utilizados para identificar estos complejos de manera robusta. Una vez detectados, la señal puede ser segmentada en latidos individuales para un análisis detallado.

4.2.8 Extracción de Características Relevantes

Una vez que la señal está limpia y segmentada, se extraen características que son relevantes para el monitoreo y la detección temprana de anomalías. Estas incluyen: Duración de los Intervalos: Como los intervalos PR, QRS y QT. Estos intervalos de tiempo entre las diferentes ondas del ECG son importantes en el diagnóstico electrocardiográfico (Simbala Briones & Vera Diaz, 2024). El intervalo RR representa la duración de un latido cardíaco completo (Girón Arévalo, 2023).

Amplitud y Morfología de las Ondas

El análisis de amplitud y morfología de las ondas P, Q, R, S y T permite identificar alteraciones relacionadas con la conducción y actividad eléctrica del corazón. Estos métodos se centran en características temporales y morfológicas de la señal ECG, tales como desviaciones en el segmento ST, cambios en la amplitud de las ondas y variaciones en la duración de los intervalos cardíacos (Simbala Briones & Vera Diaz, 2024). Asimismo, el análisis de estas características facilita la extracción de parámetros relevantes para el monitoreo y evaluación del comportamiento cardíaco mediante técnicas de procesamiento digital de señales (Martínez Toro, 2023).

Arquitectura de un Sistema IoT para ECG

Una arquitectura típica de un sistema IoT para ECG consta de varias capas interconectadas:
Capa de Sensores/Dispositivos: Incluye el prototipo de adquisición de ECG con sus sensores (electrodos), circuitos de acondicionamiento y microcontrolador. Es responsable de capturar la señal y digitalizarla (Simbala Briones & Vera Diaz, 2024; Girón Arévalo, 2023). Capa de Conectividad: Proporciona los medios para la transmisión inalámbrica de datos desde el dispositivo hacia la nube. Capa de Procesamiento en la Nube: Servidores y plataformas en la nube (ej., AWS IoT, Google Cloud IoT, Azure IoT Hub) para recibir, almacenar, procesar y analizar los grandes volúmenes de datos biomédicos. Capa de Aplicación: Comprende las interfaces de usuario (aplicaciones móviles o web) que visualizan los datos, generan alertas y permiten la interacción con profesionales de la salud. La infraestructura de software es esencial para la transmisión, almacenamiento y análisis de las señales en un servidor o dispositivo de procesamiento.

Comunicación Inalámbrica

Las tecnologías de comunicación inalámbrica utilizadas en sistemas IoT biomédicos varían según los requerimientos de alcance, consumo energético y velocidad de transmisión. Wi-Fi permite altas tasas de transferencia y conectividad

directa con redes locales e internet, siendo ampliamente utilizado en aplicaciones de monitoreo en tiempo real. Bluetooth Low Energy (BLE) se caracteriza por su bajo consumo energético y su uso frecuente en dispositivos wearables y sensores portátiles. Por otra parte, LoRa permite transmisiones a largas distancias con bajo consumo energético, aunque con menores velocidades de transmisión de datos.

4.3 Fundamentos de Software para Sistemas IoT Biomédicos

Arquitectura Cliente-Servidor La arquitectura cliente-servidor constituye un modelo de organización de sistemas informáticos en el cual las funciones de procesamiento, almacenamiento y provisión de servicios se distribuyen entre dos entidades principales. El servidor se encarga de gestionar los recursos y ejecutar la lógica computacional, mientras que el cliente actúa como la interfaz de interacción con el usuario.

Backend y comunicación: En los sistemas de monitoreo biomédico, el backend representa el núcleo lógico responsable de la adquisición, el preprocesamiento, el cálculo de métricas fisiológicas y el control de las sesiones. Para que este flujo de datos sea efectivo hacia la interfaz, los mecanismos de transmisión juegan un papel crítico. Mientras que el protocolo HTTP tradicional funciona bajo un modelo de petición-respuesta (inadecuado para el streaming continuo por su alta latencia), el protocolo WebSocket establece un canal de comunicación persistente y bidireccional (full-duplex) entre el cliente y el servidor.

Visualización y procesamiento digital: Las interfaces web orientadas al monitoreo funcionan como el frontend del sistema, encargándose de traducir los datos fisiológicos procesados en representaciones gráficas comprensibles e interactivas. Para lograr una monitorización efectiva, estas plataformas emplean técnicas de procesamiento digital en tiempo real apoyadas en el uso de buffers (almacenamiento temporal) y ventanas deslizantes de análisis (Sörnmo & Laguna, 2005).

Sistemas embebidos y computación en el borde :El desarrollo de soluciones IoT portátiles se fundamenta fuertemente en el uso de sistemas embebidos, los cuales son plataformas computacionales diseñadas para integrar la adquisición de datos, el procesamiento intensivo y los servicios de red en una sola unidad compacta. La operación de estos sistemas se sustenta en el paradigma de edge computing (computación en el borde), un modelo en el cual el procesamiento y la ejecución de la lógica local se realizan físicamente cerca de la fuente de origen de los datos (el paciente). Al procesar la señal de forma local en lugar de enviarla cruda hacia servidores externos, se reduce drásticamente la latencia, se optimiza el ancho de banda y se consolida una plataforma autónoma con alta disponibilidad operativa (Girón Arévalo, 2023; Bolívar Pulgarín, 2019).

5. Metodología

La metodología propuesta se enfoca en el desarrollo de un prototipo para la adquisición y procesamiento de señales cardíacas, orientado al monitoreo continuo y la detección temprana de enfermedades cardiovasculares.

5.1Tipo y Diseño Metodológico Propuesto

El alcance de investigación es aplicado que combina principios de ingeniería para el diseño y construcción del prototipo y elementos de la investigación científica para la validación y evaluación de su funcionamiento. El objetivo es desarrollar y evaluar un prototipo funcional capaz de adquirir, procesar y analizar señales ECG orientado al monitoreo continuo y la detección temprana de enfermedades cardiovasculares. El enfoque sistémico y el análisis estadístico son pilares de este diseño, que también considera las herramientas informáticas a utilizar.

El diseño de la investigación se basa en el desarrollo de un prototipo IoT capaz de adquirir, procesar y visualizar señales electrocardiográficas en tiempo real. Para ello, la investigación se estructuró en distintas fases relacionadas directamente con el cumplimiento de los objetivos planteados.

En una primera etapa, se realizó la identificación y análisis de las bases teóricas y técnicas asociadas a la adquisición de señales electrocardiográficas, el comportamiento de la señal ECG y la arquitectura de los sistemas IoT aplicados al monitoreo cardíaco. Esta fase permitió definir los requerimientos funcionales y tecnológicos necesarios para el desarrollo del prototipo, considerando aspectos relacionados con la adquisición de datos biomédicos, procesamiento local, transmisión de información y visualización remota de las señales.

Posteriormente, se llevó a cabo el diseño e integración del sistema IoT de adquisición de señales ECG, incorporando módulos de censado, procesamiento y transmisión de datos biomédicos. En esta etapa se integraron componentes de hardware y software orientados a la captura de la señal, su acondicionamiento, digitalización y posterior envío hacia una plataforma web para su monitoreo y análisis.

Finalmente, se realizó la evaluación funcional del prototipo mediante pruebas experimentales de adquisición, procesamiento y visualización de señales ECG. Estas pruebas se llevaron a cabo con una muestra de usuarios seleccionados por conveniencia dentro de un entorno controlado, con el propósito de verificar la estabilidad del sistema, la calidad de la señal adquirida y el comportamiento general de la plataforma desarrollada durante las sesiones de monitoreo.

5.2 Descripción del Tipo de Investigación

La investigación es primordialmente de desarrollo tecnológico, enfocada en la creación de una solución práctica para la detección temprana de enfermedades cardiovasculares a través del monitoreo continuo. Incorpora elementos de investigación aplicada, buscando utilizar el conocimiento científico en el campo del procesamiento de señales biomédicas para resolver un problema específico en el ámbito de la salud (Martínez Toro, 2023). Adicionalmente, la fase de evaluación del prototipo incluirá un componente evaluativo para determinar su eficacia y viabilidad.

5.3 Descripción de Fuentes de Información

Las fuentes de información utilizadas en esta investigación fueron diversas y se organizaron en las siguientes categorías: 1) Literatura científica, incluyendo artículos de investigación, libros, tesis relacionadas con electrocardiografía, procesamiento de señales biomédicas, monitoreo cardiovascular y desarrollo de prototipos médicos (Blanco Ortega, 2006).

Especificaciones técnicas, correspondientes a hojas de datos de sensores, módulos de procesamiento y documentación de librerías de programación necesarias para el desarrollo del hardware y software implementado; 3) Información de un médico con conocimientos de electrocardiografía obtenida a partir de la retroalimentación generada durante las pruebas experimentales del prototipo con usuarios voluntarios

De las fuentes de información, se requerirá, el conocimiento teórico y estado del arte sobre las características de las señales ECG asociadas a diferentes enfermedades cardiovasculares (Delgado *et al*., 2024). Además, técnicas de procesamiento de señales aplicadas a ECG para la eliminación de ruido, segmentación y extracción de características (variabilidad del ritmo cardíaco, duración de intervalos, morfología de ondas, etc.) (Villar Valero, 2021).

También, arquitecturas de sistemas de adquisición de datos ECG y consideraciones para su diseño (León Tibaquirá & Alzate Aristizábal, 2024), e información sobre la estructura y el contenido de las bases de datos de señales ECG disponibles (Girón Arévalo, 2023).También las herramientas de software y librerías de programación relevantes para el procesamiento de señales (Simbala Briones & Vera Diaz, 2024). Sin dejar de requerir, la retroalimentación cualitativa y cuantitativa de usuarios y expertos sobre la usabilidad y efectividad del prototipo (Bolívar Pulgarín, 2019).

5.4 Fases de la Metodología Propuesta

A continuación, se describen las fases aplicadas en esta investigación:

Fase 1: Análisis de fundamentos teóricos y técnicos para la adquisición de señales ECG y comunicación IoT

Esta fase estuvo orientada a la identificación de las bases teóricas y técnicas relacionadas con la adquisición de señales electrocardiográficas y con los mecanismos de comunicación utilizados en sistemas IoT aplicados al monitoreo cardíaco. Para ello, se desarrolló una revisión bibliográfica enfocada en los principios fisiológicos del electrocardiograma, su morfología característica y los parámetros más relevantes para la supervisión del estado cardíaco.

En primer lugar, se estudiaron las características fundamentales de la señal ECG, considerando la morfología y el comportamiento temporal de sus principales componentes: onda P, complejo QRS y onda T, así como los intervalos y segmentos más relevantes, entre ellos PR, QT y RR. Asimismo, se analizaron variables fisiológicas de interés para el monitoreo, tales como la frecuencia cardíaca, la duración de intervalos y la variabilidad del ritmo cardíaco, debido a su utilidad en la identificación de alteraciones y en la caracterización del comportamiento del sistema cardiovascular (Simbala Briones & Vera Díaz, 2024; González, 2012).

De igual manera, se revisaron técnicas empleadas en el procesamiento de señales ECG, con énfasis en métodos orientados al acondicionamiento y análisis de la señal. Entre ellas se consideraron procedimientos de reducción de ruido, corrección de línea base, filtrado pasa-bajo y filtros notch para la atenuación de interferencia de línea eléctrica de 60 Hz, así como técnicas de extracción de parámetros fisiológicos relevantes para aplicaciones de monitoreo cardíaco (Martínez Toro, 2023). Esta revisión permitió establecer criterios para seleccionar métodos de procesamiento compatibles con un sistema de adquisición de bajo costo y operación en tiempo real.

Adicionalmente, esta fase incluyó el análisis de las tecnologías de comunicación IoT aplicables al envío de datos biomédicos desde el dispositivo de adquisición hacia una plataforma de visualización y almacenamiento. En este sentido, se estudiaron protocolos y mecanismos de intercambio de información comúnmente utilizados en sistemas distribuidos, tales como HTTP, WebSocket, y tecnología de conectividad como Wi-Fi, valorando aspectos como latencia, confiabilidad, facilidad de implementación, capacidad de transmisión en tiempo real y compatibilidad con arquitecturas basadas en servidores web. Este análisis permitió definir una base conceptual para la selección de la infraestructura de comunicación más adecuada para el prototipo propuesto.

En consecuencia, la fase 1 permitió consolidar el sustento teórico y técnico del proyecto, tanto en lo relativo a la naturaleza de la señal electrocardiográfica como en los mecanismos necesarios para su adquisición, procesamiento y transmisión en un entorno IoT de monitoreo cardíaco.

Fase 2: Diseño del Prototipo de Monitoreo

Esta fase se centra en el diseño e integración del hardware y software del prototipo, garantizando una adquisición de datos precisa y confiable. Para ello, se consideró la selección de sensores y componentes adecuados para la captura de señales electrocardiográficas, empleando módulos de adquisición como el AD8232 debido a su bajo costo, facilidad de integración y capacidad para el acondicionamiento de señales bioeléctricas de baja amplitud. Asimismo, se contempló el uso de un convertidor analógico-digital de alta resolución para mejorar la precisión en la digitalización de la señal ECG (Girón Arévalo, 2023).

De igual manera, en esta fase se abordó el diseño del circuito de adquisición, considerando aspectos relacionados con la amplificación de la señal, reducción de ruido e integración de los distintos módulos electrónicos del sistema. Paralelamente, se desarrolló la infraestructura de software encargada de la

adquisición, transmisión, almacenamiento y visualización de las señales electrocardiográficas, permitiendo la gestión y monitoreo de los datos obtenidos durante las sesiones de adquisición.

Asimismo, se integraron plataformas de procesamiento y comunicación orientadas al monitoreo en tiempo real, empleando dispositivos embebidos con capacidades de adquisición y conectividad. Dentro de esta etapa también se contempló la incorporación de mecanismos de almacenamiento estructurado para la gestión de registros y sesiones de monitoreo, así como la definición de protocolos de comunicación inalámbrica para la transmisión de datos hacia la interfaz de usuario.

En esta fase se implementaron técnicas de procesamiento digital orientadas al acondicionamiento y análisis inicial de la señal ECG. Entre ellas se incluyeron procedimientos de corrección de línea base, reducción de ruido, normalización y detección de complejos QRS mediante algoritmos de procesamiento digital como Pan-Tompkins. Adicionalmente, se incorporaron mecanismos para la extracción de características fisiológicas relevantes, incluyendo frecuencia cardíaca, intervalos temporales y métricas básicas de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV).

Fase 3: Evaluación del prototipo

La presente fase estuvo orientada a la evaluación experimental y validación funcional del prototipo desarrollado, con el propósito de verificar el comportamiento general del sistema tanto a nivel de adquisición de señales electrocardiográficas como de procesamiento y visualización en tiempo real.

Inicialmente, se realizaron pruebas piloto utilizando señales sintéticas y simuladas, con el fin de validar el funcionamiento de los módulos de procesamiento digital implementados. Estas pruebas permitieron analizar el comportamiento de los algoritmos de filtrado, detección de complejos QRS, cálculo de métricas fisiológicas y visualización dinámica de la señal ECG bajo

condiciones controladas. Asimismo, esta etapa facilitó la calibración de parámetros relacionados con el procesamiento digital, tales como umbrales de detección, estabilidad de filtrado, frecuencia de actualización y comportamiento de las ventanas de análisis.

Posteriormente, se desarrollaron pruebas experimentales con un grupo de once usuarios voluntarios seleccionados por conveniencia, considerando diferentes características fisiológicas y condiciones de adquisición. Las pruebas se realizaron en un entorno controlado, procurando mantener condiciones similares para todos los participantes y minimizando posibles fuentes externas de interferencia que pudieran afectar la calidad de la señal electrocardiográfica.

Antes de iniciar cada sesión, se verificó el correcto funcionamiento del sistema, incluyendo la ejecución de los servicios de backend y frontend implementados sobre la Raspberry Pi, así como la disponibilidad de la interfaz web de monitoreo. De igual manera, se realizó el registro básico de información del participante y se estableció la comunicación entre la interfaz y el backend mediante WebSocket, permitiendo la transmisión continua de datos y métricas fisiológicas en tiempo real.

Para la adquisición de la señal ECG se empleó una configuración de electrodos RA, LA y RL. Asimismo, se supervisó el estado de conexión de los electrodos mediante las señales lead-off integradas en el módulo AD8232, permitiendo validar condiciones adecuadas de contacto antes del inicio de cada adquisición.

Durante las sesiones de monitoreo, el prototipo ejecutó de forma continua el proceso de adquisición, digitalización y procesamiento de la señal electrocardiográfica. La señal adquirida fue transmitida hacia la interfaz web para su visualización en tiempo real, permitiendo observar el comportamiento de la onda ECG y supervisar métricas fisiológicas derivadas del procesamiento implementado, tales como frecuencia cardíaca, frecuencia de muestreo, calidad de señal y métricas básicas de variabilidad cardíaca.

De igual manera, en esta fase se evaluaron aspectos relacionados con la estabilidad de transmisión, comportamiento de los electrodos, presencia de ruido, consistencia en la detección de complejos QRS y desempeño general del sistema durante la interacción con los usuarios. También se consideró la capacidad de la plataforma para almacenar registros de monitoreo y gestionar sesiones de adquisición asociadas a cada participante.

Finalmente, los datos obtenidos durante las pruebas permitieron analizar el comportamiento funcional del prototipo y validar el desempeño general de la plataforma desarrollada dentro del alcance experimental de la investigación.

6.Desarrollo

En respuesta al primer objetivo específico de esta investigación, el presente capítulo desarrolla un análisis técnico orientado a definir los fundamentos y requerimientos asociados al comportamiento de la señal electrocardiográfica. El análisis de requerimientos constituye una etapa fundamental en el desarrollo del sistema ya que permite identificar, estructurar y documentar las funcionalidades, métricas y restricciones tecnológicas necesarias para la viabilidad del proyecto. A continuación, se detallan los parámetros de adquisición analógica, digitalización, procesamiento local y conectividad bajo los cuales opera el prototipo de monitoreo basado en Internet de las Cosas (IoT).

6.1 Descripción General del Sistema

El sistema propuesto es un dispositivo IoT portátil diseñado para la adquisición, procesamiento y visualización en tiempo real de señales biomédicas cardíacas. El flujo del sistema inicia con la captación de la señal electrocardiográfica mediante electrodos superficiales, seguida de su acondicionamiento y digitalización. Posteriormente, un nodo central procesa la señal, calcula métricas fisiológicas y transmite los datos mediante una red inalámbrica local hacia una interfaz web

6.2 Adquisición de señal

Definir los criterios de adquisición es fundamental para el desarrollo del prototipo, debido a que la calidad de la señal digitalizada condiciona la precisión de todas las etapas posteriores de procesamiento y análisis. En el contexto de un sistema de monitoreo cardíaco basado en IoT, la adquisición no solo representa el primer punto de contacto con el paciente, sino que constituye el filtro crítico donde se debe garantizar la integridad de la información fisiológica frente a un entorno propenso al ruido electromagnético.

Una definición técnica rigurosa de estos criterios permite garantizar la fidelidad de lectura del ECG : Asegurando que la morfología de las ondas (P, complejo QRS y T) no se deforme durante la conversión analógico-digital, permitiendo así una detección precisa de picos R.

Optimizar el uso de recursos en el borde (Edge Computing): Al establecer una resolución y frecuencia de muestreo adecuadas, se evita el sobre procesamiento de datos innecesarios que podrían saturar la capacidad de transmisión del sistema embebido hacia la red.

Establecer la línea base de calidad: Al analizar los niveles de amplitud y frecuencia de la señal ECG, se fundamentan los requerimientos técnicos necesarios para la etapa de diseño de hardware, asegurando que los componentes seleccionados sean capaces de mitigar el ruido de modo común y la interferencia de la red eléctrica.

El sistema de adquisición debe garantizar:

● Una correcta adherencia y posicionamiento de los electrodos para minimizar artefactos y mejorar la estabilidad de la señal adquirida. En el prototipo desarrollado se emplea una configuración de una derivación con electrodos RA, LA y RL, incorporando además mecanismos de supervisión del estado de conexión de los electrodos para identificar posibles fallos de contacto durante la

adquisición.

● La transmisión de la señal acondicionada hacia el módulo de digitalización con pérdidas mínimas. Para ello, el sistema requiere integrar un módulo de acondicionamiento analógico inicial y un convertidor analógico-digital de alta resolución.

- Una frecuencia de muestreo de al menos 250 Hz, establecida con el propósito de preservar la morfología básica de las ondas P, QRS y T durante el proceso de adquisición y visualización de la señal ECG. Además, se debe considerar que la calidad de la señal adquirida puede verse afectada por diversos tipos de artefactos.

● Ruido muscular (EMG): generado por la contracción de los músculos cercanos a los electrodos, introduciendo fluctuaciones de alta frecuencia en la señal electrocardiográfica.

● Interferencia de red eléctrica (50/60 Hz): producida por campos electromagnéticos del entorno, especialmente en presencia de cables o dispositivos eléctricos cercanos.

● Artefactos por movimiento: ocasionados por desplazamientos de los electrodos o variaciones en la presión de contacto con la piel, comunes en sistemas portátiles y durante movimientos del usuario.

En esta línea, la American Heart Association (AHA) ha establecido directrices ampliamente aceptadas para la correcta captura de señales ECG, incluyendo criterios relacionados con la frecuencia de muestreo, el rango dinámico del sistema y los parámetros de filtrado necesarios para preservar la integridad de las ondas P, QRS y T sin introducir distorsiones significativas. Entre estas recomendaciones, se señala que una frecuencia de muestreo de al menos 150 Hz puede resultar aceptable para análisis clínico básico, mientras que valores de 250

Hz o superiores favorecen una representación más precisa de la morfología de la señal y de sus variaciones temporales. En el sistema desarrollado, esta base teórica se refleja en la adquisición digital y en la visualización en tiempo casi real de indicadores derivados del ECG, tales como la frecuencia cardíaca (BPM), la detección de picos R, la variabilidad de la frecuencia cardíaca mediante RMSSD, la relación señal-ruido (SNR), el porcentaje de artefactos detectados y el estado de conexión de los electrodos. De esta manera, los criterios de adquisición no solo garantizan una mejor fidelidad de la señal, sino que también permiten obtener métricas funcionales útiles para la supervisión continua del trazado electrocardiográfico.

No obstante, aspectos asociados al cumplimiento normativo formal, tales como seguridad eléctrica certificada, compatibilidad electromagnética, tolerancias metrológicas exactas y validación clínica completa, no son abordados como parte de esta etapa del desarrollo, por lo que las normas y recomendaciones internacionales se utilizaron principalmente como marco de referencia para orientar el diseño del prototipo.

El prototipo requiere una configuración de una sola derivación (monocanal), debido a que este tipo de arquitectura permite reducir la complejidad del sistema de adquisición, disminuir el consumo energético y favorecer la portabilidad del dispositivo. Asimismo, esta configuración representa una alternativa técnicamente viable y económicamente accesible para el desarrollo del prototipo, considerando las limitaciones de acceso local a hardware biomédico de múltiples derivaciones o de mayor capacidad de canales, cuyo costo y disponibilidad suelen ser considerablemente más elevados. A pesar de ello, la configuración monocanal resulta adecuada para aplicaciones de monitoreo continuo, ya que permite capturar con suficiente fidelidad la morfología básica de la señal electrocardiográfica, especialmente el complejo QRS y la onda T, manteniendo la precisión necesaria para el cálculo de métricas fisiológicas como la frecuencia cardíaca y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV)

6.3 Requerimientos de Alimentación y Autonomía Energética

Al tratarse de un prototipo IoT orientado a la portabilidad y al monitoreo dentro de un contexto académico, el sistema requiere operar de manera autónoma e ininterrumpida. Para ello, se establece como requerimiento fundamental el uso de una fuente de alimentación basada en corriente continua (baterías recargables), capaz de suministrar la energía y los niveles de tensión necesarios para el nodo central de procesamiento, el módulo de digitalización y la etapa de adquisición analógica.

Esta decisión de diseño se justifica por tres factores técnicos y operativos críticos:

- **Estabilidad eléctrica y mitigación de ruido:** Operar el dispositivo mediante una fuente de corriente continua independiente de la red eléctrica evita la introducción de interferencias asociadas a la corriente alterna, específicamente el ruido de línea de 50/60 Hz. Dado que esta es una de las principales fuentes de perturbación en la adquisición de señales electrocardiográficas, el aislamiento eléctrico resulta vital para preservar la morfología de la señal ECG desde su origen.
- **Portabilidad:** La alimentación por baterías incrementa la portabilidad del sistema, permitiendo evaluar su comportamiento en condiciones eléctricas más controladas y en diferentes escenarios de prueba sin dependencia directa de tomas de corriente. Esto reduce la influencia de factores externos que podrían afectar la interpretación de los resultados obtenidos.
- **Interfaz de recarga :** Para simplificar la operación del prototipo y facilitar su reutilización durante las pruebas, el sistema requiere integrar una interfaz de recarga y alimentación universal. La adopción de un estándar de conexión comercial permite una integración práctica que suministra energía de forma estable a todos los componentes electrónicos sin introducir complejidad adicional en el diseño de la fuente, manteniendo el enfoque del proyecto en el análisis de la señal y la arquitectura IoT.

6.4 Conversión y digitalización de la señal

Conversión y digitalización de la señal Una vez adquirida y acondicionada la señal analógica proveniente del corazón, el sistema requiere realizar su digitalización mediante procesos de muestreo y cuantificación, permitiendo transformar la señal ECG en información digital apta para almacenamiento, procesamiento y transmisión dentro de la arquitectura IoT propuesta. Esta etapa resulta fundamental debido a que la calidad de la digitalización condiciona directamente la precisión del análisis posterior y la capacidad del prototipo para representar de manera estable la actividad eléctrica cardíaca.

Considerando que la señal electrocardiográfica presenta amplitudes reducidas y variaciones fisiológicas de corta duración, el prototipo requiere un convertidor analógico-digital con suficiente resolución para preservar la morfología de las ondas cardíacas y evitar pérdidas de detalle durante la conversión. Por esta razón, se establece la necesidad de utilizar un ADC de 16 bits, permitiendo representar con mayor precisión pequeñas variaciones de amplitud presentes en el complejo QRS y en los intervalos utilizados para el cálculo de métricas fisiológicas como la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV).

De igual manera, la frecuencia de muestreo debe ser suficientemente alta para evitar pérdida de información durante la adquisición. En este contexto, el sistema opera con una frecuencia cercana a 250 Hz, permitiendo conservar adecuadamente la morfología básica de las ondas P, QRS y T, así como mantener un flujo continuo de datos para su visualización y procesamiento en tiempo real. Esta configuración también permite reducir el riesgo de distorsiones asociadas al submuestreo y garantizar mayor estabilidad durante la supervisión de la señal ECG dentro de la plataforma de monitoreo.

6.4.1 Preprocesamiento

El preprocesamiento de la señal electrocardiográfica constituye un componente esencial dentro del diseño del prototipo, debido a que la señal adquirida desde los

electrodos puede presentar variaciones, ruido e interferencias que afectan la estabilidad del monitoreo y la confiabilidad de las etapas posteriores de análisis. En consecuencia, el sistema debe incorporar una secuencia de acondicionamiento digital orientada a mejorar la calidad de la señal antes de su visualización y procesamiento en tiempo real.

Como criterio inicial, el procesamiento debe considerar la reducción de la deriva de línea base, ya que este fenómeno puede desplazar artificialmente el trazado y dificultar la observación estable del ECG. Para ello, resulta necesario aplicar un procedimiento de corrección que atenúe las variaciones lentas de la señal, preservando al mismo tiempo los componentes de interés fisiológico.

Asimismo, el diseño debe contemplar la atenuación de la interferencia de la red eléctrica de 60 Hz, debido a que esta constituye una de las principales fuentes de ruido en entornos reales de operación. La reducción de esta componente es importante para evitar distorsiones en el trazado y mejorar la relación señal-ruido durante la adquisición.

El análisis de requerimientos define la necesidad de implementar un acondicionamiento basado en el filtrado de frecuencias para lograr la mitigación de estas perturbaciones. El sistema requiere delimitar una banda de paso útil que bloquee las frecuencias no deseadas sin comprometer la información diagnóstica. Por un lado, se requiere un filtrado paso alto para eliminar la deriva de línea base (fluctuaciones térmicas y respiratorias de muy baja frecuencia). Por otro lado, es indispensable un filtrado paso bajo con una frecuencia de corte estratégica (aproximadamente a los 40 Hz) para atenuar el ruido muscular (EMG) de alta frecuencia y reducir drásticamente la interferencia electromagnética, preservando al mismo tiempo la integridad morfológica del complejo QRS necesaria para el cálculo de la frecuencia cardíaca.

Adicionalmente, se debe considerar una etapa de normalización o estabilización

de amplitud, ya que la señal ECG puede variar entre usuarios y condiciones de adquisición. Este ajuste favorece un comportamiento más uniforme del sistema, mejora la consistencia en la ejecución de los algoritmos de detección en tiempo real y facilita su visualización en el panel web..

6.4.2 Extracción de características

En el contexto del prototipo propuesto, la detección de eventos consiste en identificar automáticamente estos elementos característicos a partir de la señal preprocesada, y la extracción de características en cuantificar parámetros relevantes (amplitud, duración, intervalos, morfología) que son empleados para monitoreo mediante IoT.

La detección de eventos en la señal electrocardiográfica constituye una etapa fundamental dentro del procesamiento digital del ECG, ya que permite identificar los componentes principales del ciclo cardíaco y extraer parámetros fisiológicos útiles para el monitoreo (Pan & Tompkins, 1985). Entre los eventos de mayor interés se encuentran la onda P, el complejo QRS y la onda T, así como los intervalos temporales derivados de su relación, especialmente el intervalo RR, por su utilidad en la estimación de la frecuencia cardíaca y en el análisis del ritmo.

En sistemas de monitoreo basados en una sola derivación, la detección automática suele centrarse principalmente en el complejo QRS, debido a que representa la componente de mayor amplitud y energía dentro de la señal ECG. A partir de la localización de los picos R es posible calcular la frecuencia cardíaca, estimar la variabilidad del ritmo y establecer referencias temporales para el análisis del trazado electrocardiográfico.

En el presente trabajo, la detección de eventos ECG se fundamenta en técnicas de preprocesamiento, reducción de ruido y análisis temporal de la señal, priorizando métodos compatibles con una arquitectura de bajo costo y operación en tiempo real. Este enfoque permite identificar eventos relevantes del ECG sin

recurrir a procedimientos de alta complejidad computacional, favoreciendo su implementación en una plataforma IoT de monitoreo cardíaco.

El sistema requiere la implementación del algoritmo de Pan-Tompkins, ampliamente reconocido en el procesamiento de señales electrocardiográficas por su eficiencia, robustez y viabilidad en aplicaciones de tiempo real para la detección del complejo QRS. Su utilización resulta especialmente adecuada en sistemas monocanal, ya que sus etapas de filtrado digital permiten aislar las características del QRS manteniendo la estabilidad de la detección aun cuando la señal presente variaciones de amplitud o pequeñas perturbaciones por movimiento.

A partir del procesamiento de la señal ECG, el sistema se orienta a la obtención de parámetros fisiológicos relevantes para el monitoreo cardíaco en tiempo real y su posterior almacenamiento en la plataforma IoT. Entre las principales características consideradas se encuentran:

Frecuencia cardíaca (HR), estimada a partir de la detección de picos R consecutivos. Intervalos RR, utilizados como base para el análisis del ritmo cardíaco. Variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), calculada mediante métricas temporales derivadas de la secuencia de intervalos RR. Cantidad de picos R detectados, como indicador de actividad cardíaca registrada dentro de una ventana temporal. Indicadores de calidad de señal, tales como nivel de ruido, presencia de artefactos y estado de conexión de electrodos.

Estas características permiten valorar tanto el comportamiento fisiológico del trazado como la confiabilidad de la señal adquirida, lo cual resulta indispensable en un sistema de monitoreo continuo.

6.4.3 Panel de monitoreo en tiempo real

El sistema incorpora un panel de monitoreo en tiempo real orientado a la visualización continua de la señal ECG adquirida, junto con un conjunto de

métricas instantáneas derivadas de su procesamiento. La interfaz permite observar el trazado electrocardiográfico dentro de una ventana temporal configurable, facilitando el seguimiento dinámico del comportamiento de la señal.

Entre los principales parámetros visualizados en el panel se encuentran la frecuencia cardíaca (BPM), la variabilidad de la frecuencia cardíaca expresada mediante RMSSD, la cantidad de picos R detectados, la frecuencia de muestreo estimada, así como indicadores de calidad de señal, entre ellos la relación señal-ruido (SNR), el porcentaje de artefactos detectados y el estado de conexión de los electrodos. Estos elementos permiten no solo observar la forma de onda del ECG, sino también valorar la confiabilidad de la adquisición en tiempo real.

Adicionalmente, la interfaz ofrece opciones de ajuste para la visualización, tales como la selección de diferentes ventanas temporales y el cambio entre señal cruda y señal filtrada, lo que facilita la inspección del trazado en función de las necesidades del monitoreo. De esta manera, el panel constituye un componente central de interacción con el sistema, al integrar en una sola vista tanto la señal electrocardiográfica como los indicadores cuantitativos más relevantes para su supervisión

6.5 Diseño del sistema IoT

El presente items detalla el diseño técnico y la implementación del sistema IoT. La arquitectura se divide en tres capas fundamentales: Percepción, compuesta por los electrodos y el hardware de acondicionamiento analógico; Procesamiento, centrada en la Raspberry Pi 4; y Aplicación, que comprende el backend, la interfaz web y el módulo de IA experimental

El diseño se aborda desde una perspectiva sistémica, iniciando con la captación de la señal bioeléctrica cardíaca mediante electrodos de contacto superficial, seguida del acondicionamiento analógico a través del sensor AD8232. Posteriormente, la señal es digitalizada utilizando el módulo ADS1115 y

finalmente integrada en una Raspberry Pi 4, la cual actúa como nodo central de procesamiento. Esta plataforma se encarga tanto del análisis local de la señal como de la gestión de la interfaz de usuario y la transmisión de información hacia la interfaz de monitoreo.

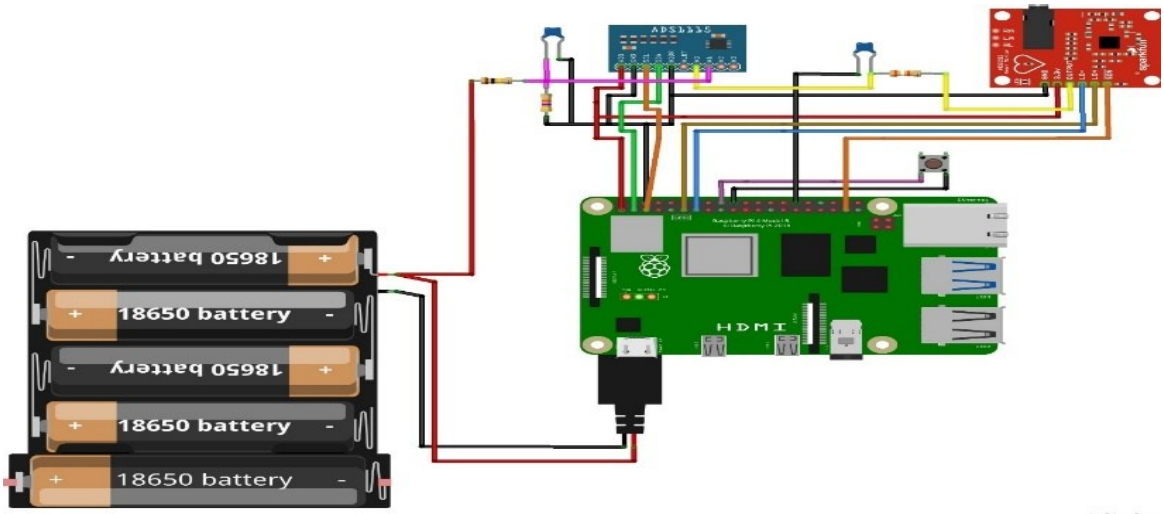


Imagen 4. Arquitectura del prototipo General y Conexiones

Tabla 1. Asignaciones de pines - conexiones prototipo

Módulo / Señal	Pin de Origen	Pin de Destino	Función
Banco de baterías	Positivo (+)	Entrada (+) USB-C adaptado	Alimentación principal
Banco de baterías	Negativo (-)	Entrada (-) / GND USB-C	Referencia de alimentación
USB-C adaptado	5 V / V+	Raspberry Pi 4 (USB-C)	Alimentación Raspberry Pi
USB-C adaptado	GND	Raspberry Pi 4 (GND)	Tierra de alimentación
Raspberry Pi 4	Pin 1 (3.3 V)	VCC AD8232	Alimentación AD8232
Raspberry Pi 4	Pin 1 (3.3 V)	VDD ADS1115	Alimentación ADS1115
Raspberry Pi 4	Pin 6 (GND)	GND AD8232	Tierra común AD8232
Raspberry Pi 4	Pin 6 (GND)	GND ADS1115	Tierra común ADS1115

Raspberry Pi 4	Pin 3 (SDA)	SDA ADS1115	Línea de datos I2C
Raspberry Pi 4	Pin 5 (SCL)	SCL ADS1115	Línea de reloj I2C
ADS1115	ADDR	GND	Dirección I2C 0x48
AD8232	OUTPUT	Entrada filtro RC	Señal ECG acondicionada
Filtro RC	Salida filtrada	A0 ADS1115	Señal ECG hacia el ADC
Filtro RC	GND Capacitor	GND común	Referencia del filtro
AD8232	LO+	RPi GPIO 17 (Pin 11)	Electrodo (+) desconectado
AD8232	LO-	RPi GPIO 27 (Pin 13)	Electrodo (-) desconectado
AD8232	SDN	RPi GPIO 26 (Pin 37)	Control de apagado AD8232
AD8232	RA / LA / RLE	Electrodos Físicos	Entradas bioeléctricas
Divisor Voltaje	Nodo R1 y R2	A1 ADS1115	Medición voltaje batería
Push Button	Terminal 1	GPIO (Configurado)	Solicitud de apagado seguro
Push Button	Terminal 2	GND común	Referencia del botón

Tabla 2. Especificaciones del filtro pasivo RC y Divisor de Voltaje

Etapa	Componente	Conexión / Valor
Filtro RC ECG	Resistencia	39 kΩ (Entre OUTPUT AD8232 y A0 ADS1115)
Filtro RC ECG	Capacitor	100 nF (Entre A0 ADS1115 y GND)
Filtro RC ECG	Nodo de salida	Punto entre R y C, conectado a A0
Divisor batería	Resistencia R1	100 kΩ (Entre Positivo batería y nodo medición)

Divisor batería	Resistencia R2	47 kΩ (Entre nodo de medición y GND)
Divisor batería	Capacitor	100 nF (Entre nodo de medición y GND)
Divisor batería	Nodo medición	Conectado directamente a A1 del ADS1115

6.5.1 Diseño de la fuente de energía del sistema

La definición de la fuente de alimentación constituye un aspecto fundamental en el diseño de sistemas electrónicos orientados a la adquisición de señales biomédicas, ya que condiciona la estabilidad eléctrica, la portabilidad del prototipo y la calidad de la señal adquirida. En el presente trabajo, el diseño de la fuente de energía se plantea desde una perspectiva académica y experimental, con el objetivo de garantizar un funcionamiento confiable del prototipo durante sesiones de prueba controladas.

El sistema de alimentación implementado consiste en un case modular que integra cinco baterías recargables de 1.2 V cada una, conectadas en serie, proporcionando un voltaje nominal aproximado de 6 V en corriente continua (DC). Esta configuración fue seleccionada por su disponibilidad comercial, facilidad de integración y compatibilidad con los niveles de tensión requeridos por los componentes electrónicos del prototipo.

La elección de una fuente de energía basada en baterías recargables responde principalmente a criterios de estabilidad eléctrica y control del entorno de prueba. Al emplear una fuente de corriente continua independiente de la red eléctrica, se evita la introducción de interferencias asociadas a la corriente alterna, tales como el ruido de línea de 50/60 Hz, que constituye una de las principales fuentes de perturbación en la adquisición de señales electrocardiográficas.

Desde el punto de vista experimental, esta decisión permite evaluar el comportamiento del sistema en condiciones eléctricas más controladas, reduciendo la influencia de factores externos que podrían afectar la interpretación de los resultados obtenidos. De esta manera, el uso de una fuente DC contribuye a preservar la morfología de la señal ECG durante las pruebas de laboratorio.

Adicionalmente, la alimentación mediante baterías incrementa la portabilidad del sistema dentro de un contexto académico, permitiendo su utilización en diferentes escenarios de prueba sin dependencia directa de tomas de corriente. Este enfoque es coherente con el carácter IoT del prototipo y establece una base técnica que podría ser adaptada y optimizada en investigaciones futuras orientadas a entornos con mayores exigencias técnicas.

6.5.2 Sistema de recarga y adaptación mediante USB-C

Con el fin de simplificar la operación del prototipo y facilitar su reutilización durante las pruebas, el módulo de baterías fue adaptado con un conector USB tipo C, el cual actúa como interfaz única de recarga y alimentación del sistema. A través de este conector se suministra energía a la Raspberry Pi 4 y, de forma indirecta, a los módulos electrónicos asociados, incluyendo el AD8232 y el ADS1115.



Imagen 5. Arreglo de baterías del prototipo

La adopción del estándar USB-C se justifica por su amplia disponibilidad, facilidad de uso y compatibilidad con fuentes de alimentación convencionales. Desde una perspectiva académica, esta solución permite una integración práctica del sistema sin introducir complejidad adicional en el diseño de la fuente, manteniendo el

enfoque del proyecto en el análisis de la señal ECG y la arquitectura IoT.

6.5.3 Estimación del consumo de corriente del sistema

Se realizó una estimación del consumo eléctrico de los principales componentes del prototipo bajo condiciones normales de operación para verificar la viabilidad de la fuente de energía seleccionada.

La Raspberry Pi 4 representa el elemento de mayor consumo energético del sistema. Durante la ejecución de tareas de adquisición de datos, procesamiento en Python y visualización de la señal, su consumo típico se encuentra en el rango de 600 mA a 800 mA a 5 V, pudiendo presentarse picos de hasta aproximadamente 1.2 A en condiciones de carga elevada del procesador.

El módulo ADS1115, encargado de la conversión analógico-digital, presenta un consumo considerablemente menor, del orden de 150 µA 300 µA durante conversiones continuas. De manera similar, el módulo AD8232 opera con un consumo típico inferior a 170 µA, por lo que su contribución al consumo total del sistema resulta marginal.

Considerando estos valores, el consumo global del prototipo se estima de la siguiente manera: Consumo promedio del sistema: aproximadamente 800 mA a 5 V. Consumo máximo estimado: hasta 1.3 A 5 V.

Tabla 3. Estimación de consumo de energía del prototipo

Componente	Voltaje (V)	Consumo Típico
Raspberry Pi 4	5.0	600 - 800 mA
Sensor AD8232	3.3	< 170 µA
Módulo ADS1115	3.3	150 - 300 µA
Total Estimado	**--**	**~800 mA**

Nota: Datos obtenidos de las hojas técnicas de los fabricantes y pruebas de carga.

Este análisis permite concluir que la fuente de energía seleccionada es adecuada para alimentar el sistema durante sesiones de prueba, siempre que se mantenga dentro de los límites de operación previstos.

Algo muy importante a destacar es que en este diseño no se contempla la integración de la pantalla externa que acompañará al prototipo, esta será alimentada por aparte.

6.5.4 Sensado de carga del sistema

Con el propósito de supervisar el estado energético del prototipo durante su operación, se incorporó un circuito de sensado de carga basado en un divisor de voltaje. Esta etapa fue diseñada para permitir que el sistema de software pueda estimar el nivel de batería disponible a partir de la medición del voltaje del banco de alimentación, proporcionando al usuario una referencia del estado de carga y permitiendo anticipar la necesidad de recarga del dispositivo.

La incorporación de este bloque se justifica porque la Raspberry Pi 4 no dispone de entradas analógicas nativas capaces de medir directamente el voltaje de la batería, y porque el módulo ADS1115, aunque sí permite realizar conversiones analógico-digitales, opera dentro de un rango de tensión limitado. En consecuencia, no resulta seguro ni técnicamente adecuado conectar de manera directa el voltaje del banco de baterías a la entrada del conversor, ya que ello podría exceder el rango admisible de medición o comprometer la integridad del sistema.

Se implementó un divisor de voltaje mediante dos resistencias conectadas en serie para resolver esta limitación. El principio de funcionamiento de este circuito consiste en reducir proporcionalmente el valor del voltaje de entrada, de manera que una fracción segura de este pueda ser aplicada a una de las entradas analógicas del ADS1115. A partir de dicha medición reducida, el software reconstruye el valor aproximado del voltaje real de la batería utilizando la relación

teórica del divisor.

En la implementación realizada se seleccionaron los valores $R_1 = 100\,k\Omega$ y $R_2 = 47\,k\Omega$

La tensión presente en el nodo de salida del divisor se expresa como:

$$V_{out} = V_{in}(= \frac{R_2}{R1+R2}) \quad (3)$$

$$Vout = Vin(\frac{47}{147})$$

$$V_{out} \approx V_{in}(0.319)$$

Esto significa que el voltaje entregado al ADS1115 corresponde aproximadamente al 31.9 % del voltaje real de la batería. De este modo, la entrada analógica recibe un nivel de tensión reducido y seguro, mientras que el software puede recuperar el valor original aplicando la relación inversa:

Vin = Vout * (147 / 47) Vin ≈ Vout * 3.13 (4)

Una vez obtenido este valor, el sistema puede establecer una correspondencia entre el voltaje estimado de la batería y un porcentaje aproximado de carga. Aunque esta estimación no reemplaza un sistema especializado de gestión de baterías, sí proporciona una referencia práctica y suficiente para el entorno experimental del prototipo, permitiendo detectar niveles bajos de energía y alertar al usuario antes de que el sistema experimente caídas de tensión que puedan afectar la adquisición de la señal ECG o la estabilidad del backend.

Desde el punto de vista funcional, esta incorporación representa una mejora significativa en la operatividad del dispositivo para el usuario final, al integrar una capacidad básica de autodiagnóstico energético. Esta funcionalidad permite monitorear el estado de carga del sistema, facilitando que el usuario identifique oportunamente la necesidad de recargar el dispositivo y garantizando así la continuidad de su funcionamiento.

6.5.5 Autonomía estimada del sistema

La autonomía del sistema constituye un parámetro relevante en el diseño de prototipos IoT portátiles, ya que permite estimar el tiempo de operación continua durante sesiones de prueba sin necesidad de recarga. En el contexto del presente trabajo, el análisis de la autonomía se plantea con fines estrictamente experimentales, orientado a evaluar la viabilidad operativa del prototipo en escenarios académicos controlados.

El sistema de alimentación está conformado por cinco baterías recargables de 1.2 V conectadas en serie. Cada batería posee una capacidad nominal de 2500 mAh, valor típico en celdas recargables de tecnología NiMH. Al tratarse de una conexión en serie, el voltaje total del banco de baterías se incrementa, mientras que la capacidad en miliamperios-hora se mantiene constante, resultando en:

Capacidad total del sistema:

2500 mAh a 6 V

A partir del consumo promedio estimado del sistema, aproximadamente 800 mA a 5 V, la autonomía teórica se calcula mediante la expresión:

$$T = C \div I \quad (5)$$

donde:

T es el tiempo de operación en horas,

C es la capacidad del banco de baterías en mAh,

I es la corriente promedio consumida por el sistema en mA.

Sustituyendo los valores estimados:

$$T = \frac{800}{2500} \approx 3.1\ horas$$

Este resultado indica que el sistema puede operar de manera continua durante aproximadamente 3 horas bajo condiciones promedio de uso, lo cual resulta suficiente para la realización de sesiones de adquisición, procesamiento y visualización de señales ECG en un entorno académico.

El uso de una fuente DC basada en baterías proporciona una tensión

relativamente estable y reduce la probabilidad de interferencias eléctricas externas durante la adquisición de señales ECG. Esta característica es especialmente relevante en un entorno académico, donde se busca evaluar el desempeño del prototipo sin la influencia de perturbaciones propias de la red eléctrica.

Asimismo, la centralización de la alimentación a través de un único punto de entrada contribuye a simplificar el cableado y a minimizar posibles bucles de tierra, lo que favorece una mejor relación señal-ruido en la etapa analógica del sistema.

Es importante señalar que la fuente de energía implementada no cuenta con certificaciones de seguridad eléctrica para uso clínico, por lo que su utilización se limita estrictamente a pruebas experimentales y de investigación, en concordancia con los objetivos del presente trabajo.

6.5.6 Sensores de contacto y conector

Se emplearon electrodos desechables de la marca 3M, específicamente el modelo Red Dot 2238 electrodes para la captación de los potenciales bioeléctricos cardíacos. La selección de este tipo de electrodos responde a criterios técnicos orientados a garantizar la calidad de la señal, la estabilidad durante la adquisición y la seguridad del usuario.

En primer lugar, estos electrodos incorporan un gel conductor de alta viscosidad, el cual permite establecer una interfaz de baja impedancia entre la piel y el sistema de medición desde el inicio de la prueba. Esta característica es crítica en la adquisición de señales ECG, ya que una menor impedancia de contacto reduce la caída de potencial en la interfaz electrodo–piel y mejora la relación señal-ruido (SNR). En consecuencia, se minimiza la presencia de ruido térmico y de interferencias externas, favoreciendo una captación más fiel de los potenciales cardíacos.



Imagen 6. Electrodo desechable 3M Red Dot 2238 para adquisición de señal ECG

Adicionalmente, el uso opcional de un gel conductor externo, como Parker Signa Gel electrode gel, refuerza esta condición al incrementar la conductividad superficial en casos donde la impedancia puede verse afectada por factores como la sequedad de la piel, la presencia de vello o variaciones en la presión de contacto. Esta mejora en la interfaz contribuye directamente a la reducción del ruido de alta frecuencia y a la estabilidad de la línea base de la señal.



Imagen 7. Gel conductor para adquisición de señal electrocardiográfica utilizado

Por otra parte, el soporte adhesivo de espuma con grado médico garantiza una fijación uniforme del electrodo sobre la piel, lo cual tiene un impacto directo en la reducción de ruidos por movimiento. Estos ruidos indeseados, comúnmente generados por micro desplazamientos del electrodo, pueden introducir componentes de baja frecuencia que distorsionan la morfología de la señal ECG. Al asegurar una adherencia estable, se limita este tipo de interferencia, preservando la integridad de las ondas P, QRS y T.

Asimismo, la integración con conectores tipo “snap” proporciona una conexión mecánica firme y consistente con los cables del módulo AD8232, disminuyendo la probabilidad de generación de ruido por falsos contactos, vibraciones o variaciones en la resistencia de conexión. Esto contribuye a evitar la introducción de interferencias impulsivas o discontinuidades en la señal adquirida.



Imagen 8. Cables de conexión para electrodos tipo snap utilizados en el módulo AD8232

En conjunto, las características constructivas de los electrodos Red Dot 2238 incluyendo su baja impedancia de contacto, estabilidad mecánica, calidad del gel conductor y confiabilidad en la conexión eléctrica contribuyen significativamente a la reducción de diversas fuentes de ruido, tales como el ruido electromagnético ambiental, los artefactos por movimiento y las fluctuaciones en la interfaz electrodo–piel. Como resultado, se obtiene una señal ECG más limpia, estable y representativa de la actividad cardíaca real, lo cual es fundamental para el adecuado procesamiento y análisis en el sistema propuesto.

6.5 Módulo de adquisición analógica (AD8232)

El primer bloque funcional del sistema corresponde a la etapa de acondicionamiento de los potenciales bioeléctricos cardíacos. En esta etapa se vuelve especialmente importante comprender que la señal ECG, aunque contiene información fisiológica relevante, es extremadamente débil del orden de milivoltios y altamente susceptible a interferencias externas. Por esta razón, no puede ser procesada directamente por un sistema digital sin un tratamiento previo adecuado.

Con este objetivo, se seleccionó el front-end analógico AD8232, un circuito integrado diseñado específicamente para la adquisición de señales

electrocardiográficas en entornos reales, donde el ruido eléctrico y las condiciones del usuario pueden afectar significativamente la calidad de la medición. Más que un simple amplificador, el AD8232 actúa como un sistema completo de acondicionamiento de señal, integrando múltiples funciones en un solo dispositivo (Analog Devices, 2012).

Desde una perspectiva funcional, el proceso inicia en los electrodos, los cuales captan los potenciales eléctricos generados por la actividad cardíaca. Sin embargo, esta señal llega acompañada de múltiples perturbaciones, como interferencias de la red eléctrica, variaciones por movimiento o incluso actividad muscular. Es en este punto donde el AD8232 comienza a desempeñar su papel principal.

El primer elemento clave dentro del circuito es el amplificador de instrumentación. Este bloque se encarga de recibir la señal diferencial proveniente de los electrodos y amplificarla sin distorsionarla. Su alta impedancia de entrada permite que la señal no se degrade durante la medición, mientras que su alto rechazo al modo común (CMRR) ayuda a eliminar el ruido que afecta por igual a ambos electrodos, como el proveniente de la red eléctrica. En términos prácticos, esto significa que el sistema puede “ignorar” gran parte del ruido ambiental y enfocarse únicamente en la señal cardíaca (Webster, 2010).

A medida que la señal es amplificada, también es necesario estabilizarla. En condiciones reales, es común que la línea base de la señal ECG se desplace lentamente debido a factores como la respiración o pequeños movimientos del usuario. Para corregir este fenómeno, el AD8232 incorpora un filtro pasa-altos ajustable, el cual elimina estas variaciones de baja frecuencia sin afectar la forma característica de la señal. Esto es especialmente importante para preservar la integridad del complejo QRS, que contiene la información más relevante para el análisis cardíaco (Sörnmo & Laguna, 2005).
Posteriormente, la señal atraviesa una etapa de filtrado pasa-bajos, implementada

mediante un amplificador operacional interno. Este filtro tiene como objetivo limitar el ancho de banda de la señal, reduciendo el ruido de alta frecuencia. Entre las principales fuentes de este tipo de ruido se encuentran la actividad muscular (EMG) y las interferencias electromagnéticas del entorno. Al restringir estas componentes, se obtiene una señal más limpia y adecuada para su posterior digitalización.

Un aspecto particularmente interesante del AD8232 es la inclusión del sistema Right Leg Drive (RLD). Este mecanismo funciona detectando el ruido común presente en el cuerpo del usuario y reinyectándolo de forma invertida a través del electrodo de referencia. Desde un punto de vista práctico, esto equivale a cancelar activamente el ruido, mejorando significativamente la relación señal-ruido del sistema. Este tipo de técnica es ampliamente utilizada en sistemas biomédicos para mejorar la calidad de la medición en condiciones reales (Webster, 2010).

Además de mejorar la señal, el sistema también incorpora mecanismos de supervisión. El AD8232 incluye una función de detección de electrodos desconectados (leads-off), la cual permite identificar cuándo alguno de los electrodos pierde contacto con la piel. Esta información es fundamental, ya que evita que el sistema procese datos erróneos. En este proyecto, dicha señal es interpretada por la Raspberry Pi, permitiendo notificar al usuario sobre una posible mala colocación de los electrodos.

Otro aspecto relevante es la integración de todos estos bloques en un solo circuito de dimensiones reducidas. Esta característica no solo simplifica el diseño del hardware, sino que también reduce la longitud de las trayectorias analógicas, lo cual disminuye la captación de ruido externo. En otras palabras, mientras más compacto es el sistema analógico, menor es la probabilidad de introducir interferencias adicionales.

Desde el punto de vista del desarrollo del prototipo, la utilización del AD8232

permitió enfocar los esfuerzos en etapas de mayor valor agregado, como el procesamiento digital de la señal y la implementación de funcionalidades IoT. Al proporcionar una señal de salida ya amplificada y filtrada, típicamente en un rango compatible con sistemas de adquisición como el ADS1115, se facilita la integración con plataformas digitales como la Raspberry Pi.

En conjunto, el AD8232 no solo cumple la función de acondicionar la señal ECG, sino que se convierte en un elemento clave para garantizar la calidad, estabilidad y confiabilidad de todo el sistema de monitoreo. Su uso en este proyecto responde tanto a criterios técnicos como prácticos, permitiendo desarrollar una solución funcional en un entorno académico sin sacrificar precisión en la adquisición de datos biomédicos.

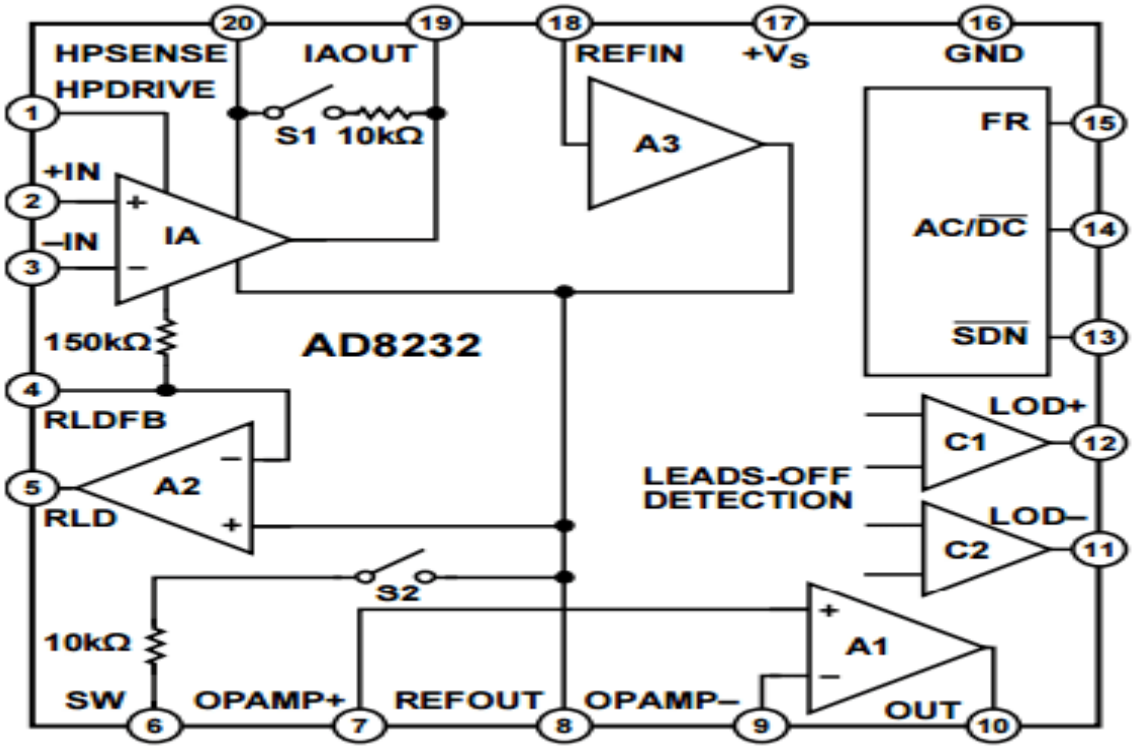


Imagen 9. Diagrama funcional del circuito integrado AD8232

6.5.1 Acondicionamiento y filtrado de la señal

La Figura 9 muestra el diagrama funcional interno del circuito integrado AD8232 utilizado en el prototipo. Este dispositivo actúa como una etapa de acondicionamiento analógico especializada para señales electrocardiográficas, integrando amplificación diferencial, filtrado analógico, restauración de línea base y detección de desconexión de electrodos dentro de un único circuito integrado.

El proceso inicia en las entradas +IN (pin 2) y −IN (pin 3), donde se conectan los electrodos que captan la actividad eléctrica del corazón. Estas señales poseen amplitudes del orden de los milivoltios y se encuentran contaminadas por ruido ambiental, movimiento corporal y artefactos musculares.

La primera etapa corresponde al bloque IA (Instrumentation Amplifier), que funciona como un amplificador de instrumentación de alta impedancia de entrada. Su función principal es amplificar la diferencia de potencial existente entre ambos electrodos mientras rechaza señales comunes presentes simultáneamente en ellos. Este mecanismo permite reducir significativamente el ruido inducido por el entorno y mejorar la relación señal-ruido de la señal ECG adquirida.

Posteriormente interviene el bloque A2 (Right Leg Drive Amplifier) asociado a las terminales RLD y RLDFB. Este circuito implementa la técnica conocida como Right Leg Drive (RLD), ampliamente utilizada en equipos biomédicos. Su objetivo es realimentar una versión invertida del ruido de modo común hacia el cuerpo del paciente mediante el electrodo de referencia, reduciendo aún más las interferencias provenientes de la red eléctrica y mejorando la estabilidad de la medición.

Una vez amplificada la señal, el AD8232 realiza un proceso de acondicionamiento analógico mediante filtros internos configurables. Estas funciones se implementan utilizando los amplificadores internos A1 y A3, junto con componentes externos conectados al circuito.

La primera acción corresponde a la eliminación de componentes de muy baja frecuencia mediante un comportamiento equivalente a un filtro pasa-altos. Esta etapa permite reducir el desplazamiento de línea base generado por movimientos del paciente, respiración o cambios en la impedancia de contacto de los electrodos. Gracias a este filtrado, la señal ECG mantiene una referencia estable alrededor de su nivel medio.

Posteriormente se realiza la limitación de componentes de alta frecuencia mediante un comportamiento pasa-bajos. Esta etapa atenúa ruido muscular, interferencias electrónicas y perturbaciones externas que no contienen información cardíaca relevante. Como resultado, la señal conserva principalmente el contenido espectral donde se encuentran las ondas P, QRS y T.

El bloque FR (Fast Restore)*constituye una de las características más importantes del AD8232. Su función es acelerar la recuperación de la línea base cuando ocurren movimientos bruscos o desconexiones temporales de los electrodos. En ausencia de esta función, la señal podría tardar varios segundos en estabilizarse después de una perturbación. El circuito Fast Restore reduce significativamente este tiempo de recuperación, permitiendo que el sistema vuelva a obtener mediciones válidas en menor tiempo.

El bloque de Lead-Off Detection compuesto por los comparadores C1 y C2, supervisa continuamente el estado de conexión de los electrodos. Cuando uno de ellos se desconecta o presenta mal contacto, las salidas LOD+ y LOD−generan una señal de advertencia que puede ser utilizada por el sistema para identificar mediciones no confiables y evitar errores de procesamiento.

Finalmente, la señal acondicionada aparece en la salida OUT (pin 10). En el prototipo desarrollado, esta salida se conecta a una etapa adicional de filtrado pasivo R-C y posteriormente al convertidor analógico-digital ADS1115. Una vez digitalizada a 250 muestras por segundo y con resolución de 16 bits, la señal es

enviada al ESP32-C6 para su procesamiento, transmisión mediante WebSockets y visualización en tiempo real dentro de la plataforma IoT.

De esta manera, el AD8232 constituye la etapa crítica de adquisición biomédica del sistema, ya que transforma una señal cardíaca de muy baja amplitud y altamente susceptible al ruido en una señal acondicionada y apta para el procesamiento digital posterior.

6.5.2 Modelo teórico del filtro pasa-baja R–C

El filtro pasa-baja R-C corresponde a un filtro analógico de primer orden utilizado para atenuar componentes de alta frecuencia antes de la digitalización de la señal. Su función de transferencia en el dominio de Laplace se expresa como:

$$H(s) = \frac{1}{(1+sRC)} \quad (6)$$

donde R es la resistencia en ohmios, C es la capacitancia en faradios y s es la variable compleja de Laplace.

La frecuencia de corte del filtro se obtiene mediante:

$$\mathrm{fc} = \frac{1}{(2\pi RC)} \quad (7)$$

.

Para el prototipo experimental se seleccionaron valores comerciales:

- R=39 kΩ
- C=100 nF

Sustituyendo estos valores en la ecuación general:

$$\mathrm{fc} = 1 \,/\, (2\pi \times 39{,}000\ \Omega \times 100 \times 10\text{^-9 F}) \approx 40.8\ \mathrm{Hz}$$

Esta frecuencia de corte se seleccionó como referencia práctica para preservar la información principal de la señal ECG, especialmente el complejo QRS y las ondas P y T, mientras se atenúan componentes de alta frecuencia asociadas a ruido muscular, interferencias y perturbaciones del entorno.

La etapa pasa-baja R-C no sustituye el acondicionamiento interno del AD8232, sino que se plantea como una etapa analógica complementaria antes del ADS1115. Su propósito es limitar parcialmente el ancho de banda de la señal antes de la conversión analógico-digital y evaluar el efecto del acondicionamiento adicional sobre la calidad de la señal adquirida.

6.5.3 Interfaz de digitalización de la señal (ADS1115)

Dentro del entorno de pruebas académicas realizadas, la digitalización de la señal electrocardiográfica constituyó una etapa fundamental para evaluar la viabilidad del sistema de adquisición propuesto. Esta etapa permitió transformar una señal analógica continua, de muy baja amplitud, en una representación digital discreta, apta para ser procesada, analizada y visualizada mediante software.

Dado que la Raspberry Pi 4 es una computadora de placa única orientada principalmente al procesamiento digital y carece de entradas analógicas nativas, fue necesario integrar un conversor analógico-digital externo para las pruebas experimentales. Para este fin se seleccionó el módulo ADS1115, el cual actúa como interfaz entre la señal ECG acondicionada por el AD8232 y el entorno de software desarrollado para el prototipo.

La incorporación del ADS1115 permitió realizar ensayos controlados de cuantización de la señal ECG, evaluando la fidelidad de la conversión analógico-digital y su impacto en las etapas posteriores de procesamiento y análisis.

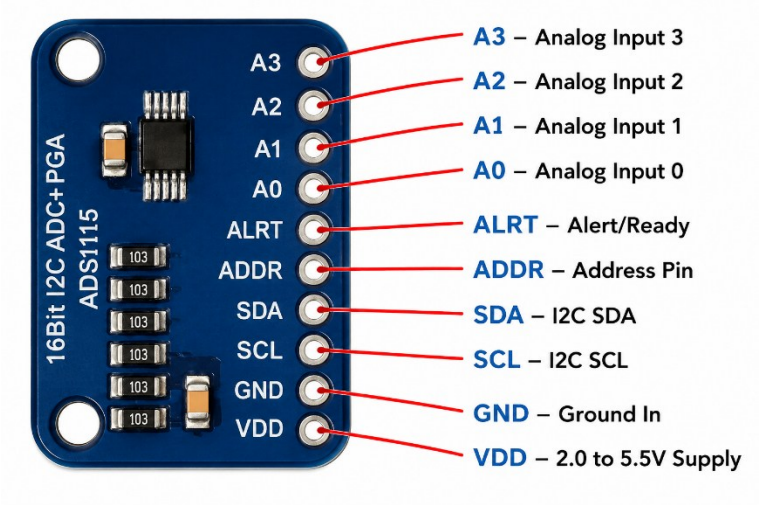


Imagen 10. Distribución de pines del módulo ADS1115 utilizado en el prototipo. Adaptado del datasheet oficial del ADS1115 de Texas Instruments

6.5.4 Resolución de 16 bits y su impacto en el entorno de prueba

La selección del ADS1115 para este prototipo experimental se fundamenta principalmente en su resolución de 16 bits, característica que resulta especialmente adecuada para pruebas con señales biomédicas de baja amplitud. En comparación con conversores de menor resolución, comúnmente utilizados en plataformas de prototipado básico, esta resolución permite una representación digital más detallada de la señal analógica.

Un conversor de 16 bits dispone de 2^{16}niveles de cuantización, equivalentes a 65536 niveles discretos. En el contexto de las pruebas realizadas, este mayor detalle y precisión facilitó la observación de variaciones sutiles en la morfología de la señal ECG, particularmente en componentes como la onda P y el complejo QRS, que podrían verse degradadas al emplear resoluciones más bajas.

La mayor resolución contribuyó a reducir el efecto del ruido de cuantización, permitiendo obtener una señal digital más suave y representativa de la señal analógica original. Esta característica resulta beneficiosa para evaluar el desempeño de algoritmos de análisis implementados posteriormente, como la detección de eventos cardíacos o el cálculo de intervalos temporales.

Asimismo, el ADS1115 incorpora un amplificador de ganancia programable (PGA), el cual permitió ajustar el rango de entrada del conversor al nivel de voltaje proporcionado por el AD8232, esta funcionalidad facilitó la adaptación del sistema a diferentes condiciones de señal, evitando saturaciones y permitiendo aprovechar de forma más eficiente la resolución disponible.

Tal como se describió previamente en la sección correspondiente a la fuente de alimentación y al monitoreo de nivel de batería, una de las entradas analógicas del convertidor analógico-digital ADS1115 fue destinada a la lectura de esta señal. En particular, el canal A1 recibe el voltaje proveniente del nodo de medición del divisor resistivo, el cual reduce el nivel de la batería a un rango seguro y compatible con las entradas del dispositivo.

De esta manera, el ADS1115 no solo se encarga de la digitalización de la señal ECG a través del canal A0, sino que también cumple una función adicional de supervisión energética del sistema. A partir de esta lectura, el sistema puede estimar el voltaje real de la batería mediante un factor de conversión previamente definido, permitiendo conocer su estado de carga.

La integración de esta funcionalidad dentro del mismo convertidor contribuye a optimizar el uso del hardware disponible, simplificando el diseño y evitando la necesidad de incorporar módulos adicionales.

6.5.5 Plataforma de procesamiento y control

La Raspberry Pi 4 se emplea en el presente prototipo como la plataforma central de procesamiento, encargada de coordinar la adquisición de datos, ejecutar algoritmos de procesamiento de la señal ECG y gestionar la visualización de los resultados mediante una interfaz externa al sistema.

Dentro de la arquitectura implementada, la Raspberry Pi 4 actúa como nodo

central, recibiendo la señal digitalizada desde el ADS1115 a través del bus I2C y ejecutando las rutinas de adquisición, procesamiento y transmisión de datos hacia la interfaz de monitoreo.

La placa seleccionada integra un procesador Broadcom BCM2711 de cuatro núcleos de 64 bits con una frecuencia de operación de hasta 1.5 GHz, permitiendo mantener una adquisición continua de la señal ECG y ejecutar tareas de procesamiento en tiempo real durante el funcionamiento del sistema. La unidad utilizada cuenta con 4 GB de memoria RAM, capacidad suficiente para soportar la ejecución simultánea del sistema operativo, scripts de procesamiento en Python y servicios de visualización.

Asimismo, la disponibilidad de interfaces de comunicación como I2C, USB y Ethernet facilita la integración con los módulos de adquisición y los dispositivos de visualización empleados dentro del prototipo, contribuyendo a mantener una arquitectura modular y flexible.

Durante el funcionamiento del sistema, la Raspberry Pi 4 ejecuta funciones relacionadas con la lectura continua de muestras ECG, procesamiento digital de la señal, detección de complejos QRS, cálculo de parámetros fisiológicos y almacenamiento temporal de los registros adquiridos para su posterior revisión y análisis.

En cuanto al almacenamiento, se utiliza una tarjeta microSD de 128 GB como medio principal para alojar el sistema operativo, el entorno de desarrollo y los datos generados durante las pruebas experimentales.

Es importante destacar que la Raspberry Pi 4 se utiliza como una plataforma de propósito general dentro de un entorno académico y experimental, permitiendo validar conceptos relacionados con adquisición, procesamiento y visualización de señales ECG, sin pretender cumplir con normativas clínicas o certificaciones

biomédicas. Asimismo, durante las pruebas la tarjeta comparte la referencia de tierra con los módulos de adquisición, condición aceptable dentro del alcance experimental del prototipo, aunque reconocida como una limitación frente a sistemas médicos especializados.

Durante las pruebas, la Raspberry Pi compartió la referencia de tierra con los módulos de adquisición, condición aceptable para ensayos controlados, pero que fue reconocida como una limitación del prototipo frente a sistemas clínicos profesionales. Esta consideración fue tomada en cuenta al definir el alcance experimental del trabajo.

A pesar de estas limitaciones, el uso de la Raspberry Pi 4 permitió evaluar de manera práctica la integración hardware–software del sistema y el comportamiento de los algoritmos de análisis bajo condiciones reales de adquisición.

La unidad utilizada contó con memoria RAM de 4GB, suficiente para soportar la ejecución simultánea del sistema operativo, los scripts de adquisición y procesamiento en Python, así como la interfaz de visualización. La disponibilidad de memoria permitió trabajar con buffers de datos de la señal ECG sin pérdidas, facilitando el análisis temporal y la ejecución de algoritmos de detección de eventos sin interrupciones apreciables.

En cuanto al almacenamiento, se utilizó una tarjeta microSD de 128 Gbps como medio principal, donde se alojó el sistema operativo, el entorno de desarrollo y los datos generados durante las pruebas. Este esquema permitió almacenar registros de la señal ECG y resultados del análisis, facilitando su posterior revisión y validación.

6.5.6 Implementación Física y Ensamblaje del Prototipo

En esta etapa se llevó a cabo el montaje físico de los componentes electrónicos

que conforman el sistema, incluyendo los módulos externos a la Raspberry Pi. Para ello, se optó por utilizar una tarjeta perforada como base de ensamblaje, lo que permitió establecer conexiones de manera flexible y facilitar la modificación del circuito durante la fase de pruebas y validación.

La decisión de no implementar una placa de circuito impreso (PCB) en esta fase del proyecto estuvo fundamentada tanto en criterios económicos como técnicos. Desde el punto de vista económico, el diseño y fabricación de una PCB bajo estándares adecuados especialmente para aplicaciones biomédicas implica costos elevados, asociados no solo a la manufactura, sino también a la iteración del diseño, lo cual no resulta viable dentro de un entorno académico de prototipado.

Desde el punto de vista técnico, se consideró que las señales electrocardiográficas son de muy baja amplitud (del orden de milivoltios), lo que las hace altamente susceptibles a interferencias electromagnéticas (EMI) y a fenómenos de acoplamiento no deseado. En una PCB, la presencia de planos de cobre, pistas cercanas y áreas conductoras extensas puede generar acoplamiento capacitivo entre trazas, así como la captación de ruido ambiental, especialmente si no se cuenta con un diseño optimizado que incluya planos de tierra adecuados, separación de dominios analógico/digital y control de retorno de corrientes.

En particular, en diseños manuales o no especializados, es común que la distribución de las pistas no considere criterios como impedancia controlada, reducción de bucles de corriente o blindaje electromagnético, lo que puede introducir ruido en la señal ECG, degradar la relación señal-ruido (SNR) y afectar directamente la precisión del sistema de adquisición.

Por esta razón, se optó por una tarjeta perforada, la cual, aunque no es la solución más compacta, permite mantener trayectorias de señal más visibles, cortas y controlables, reduciendo la posibilidad de acoplamientos indeseados. Además,

esta configuración facilita la identificación de fuentes de ruido, la reorganización de conexiones y la implementación de mejoras durante el desarrollo del prototipo.

Cabe destacar que esta decisión es coherente con el carácter experimental del proyecto, donde la prioridad se centra en la validación funcional del sistema más que en su miniaturización o acabado final.

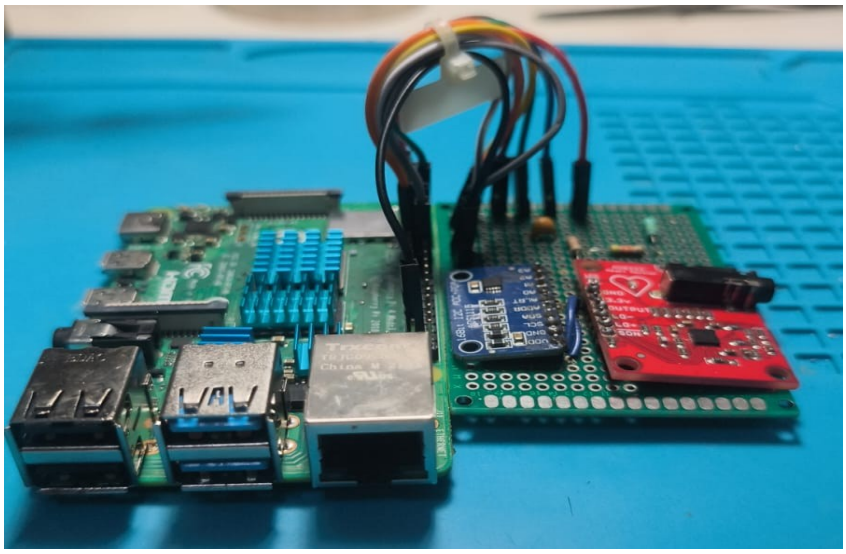


Imagen 11. Montaje físico del prototipo ECG sobre tarjeta perforada

6.5.7 Diseño del case del prototipo

Como parte de la implementación física del sistema, se diseñó una carcasa para alojar los componentes principales del prototipo, con el objetivo de brindar protección mecánica, facilitar su manipulación y mantener una mejor organización del ensamblaje.

El diseño fue desarrollado mediante herramientas de modelado CAD, permitiendo definir una estructura acorde con la disposición interna de la Raspberry Pi 4, los módulos de adquisición AD8232 y ADS1115, el sistema de alimentación y el cableado interno. Posteriormente, la carcasa fue fabricada mediante impresión 3D, lo que facilitó la construcción del prototipo y permitió realizar ajustes de forma práctica durante la etapa experimental.

El material utilizado fue PLA, siglas de ácido poliláctico, un polímero termoplástico ampliamente empleado en impresión 3D por su facilidad de fabricación, buena rigidez y acabado superficial adecuado para prototipos. Su uso resultó conveniente para esta aplicación, debido a que el case cumple principalmente una función de soporte, protección básica y organización de los componentes.

El diseño priorizó la funcionalidad y la facilidad de acceso, por lo que se incorporaron espacios abiertos estratégicos para la salida de cables, evitando aperturas milimétricas para cada puerto. Esta decisión permitió mayor flexibilidad durante el montaje y facilitó posibles modificaciones sin necesidad de rediseñar completamente la estructura.

En la parte externa se integraron elementos funcionales como un push button para el apagado seguro del sistema, una apertura alineada con el ventilador de la Raspberry Pi para favorecer la ventilación, y un espacio destinado al banco de baterías, permitiendo su conexión, reemplazo o mantenimiento de manera más accesible.

El case fue diseñado con dimensiones aproximadas de 12 cm de ancho, 10 cm de largo y 10 cm de altura, ofreciendo un equilibrio entre compacidad y espacio suficiente para alojar los componentes sin interferencias mecánicas. Además, se procuró mantener una separación básica entre las zonas de señal analógica, alimentación y procesamiento digital, con el fin de reducir posibles interferencias y favorecer una adecuada circulación de aire.

En conjunto, la carcasa responde a las necesidades de un prototipo en fase experimental, priorizando la protección, accesibilidad, ventilación y adaptabilidad del sistema.

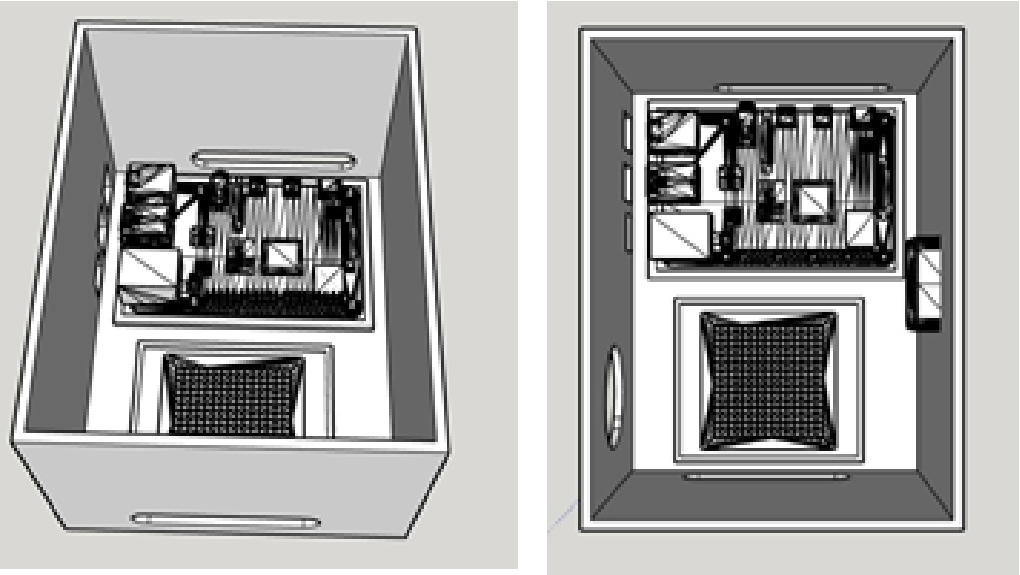


Imagen 12. Modelo tridimensional del case del prototipo y disposición interna de los módulos electrónicos

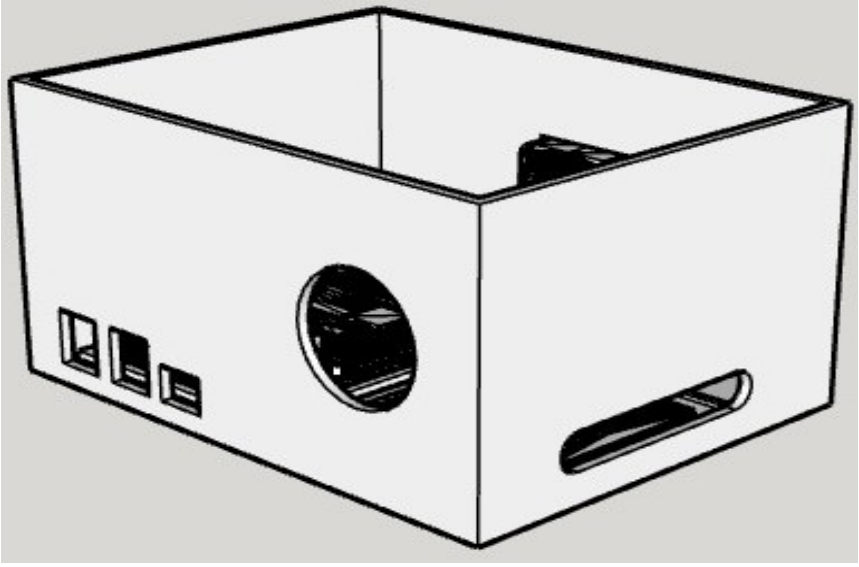


Imagen 13. Diseño final del encapsulado del prototipo Medinic ECG



Imagen 14. Vista externa del case implementado para el sistema de monitoreo ECG portátil

6.6 Arquitectura de software del sistema

La arquitectura de software del sistema fue diseñada con el objetivo de integrar de manera coherente las etapas de adquisición, procesamiento, análisis y visualización de la señal electrocardiográfica dentro de un entorno IoT. Este enfoque permitió consolidar en una única plataforma funcional todos los componentes necesarios para el monitoreo continuo de la señal ECG, manteniendo una estructura modular que facilita su comprensión, mantenimiento y escalabilidad

Durante el desarrollo del prototipo se implementó un backend de procesamiento y gestión de datos ejecutado sobre la Raspberry Pi 4, el cual actuó como el núcleo lógico del sistema IoT. Este componente fue responsable de coordinar la adquisición de la señal ECG digitalizada, ejecutar los algoritmos de procesamiento y análisis, y exponer los resultados a las capas de visualización mediante interfaces de comunicación estandarizadas.

Desde el punto de vista estructural, el software del sistema se organizó en varias

capas funcionales que trabajan de manera coordinada para permitir la adquisición, análisis y visualización de la señal ECG en tiempo real. En una primera capa se encuentra la adquisición de datos, donde la Raspberry Pi 4 realiza la lectura continua de la señal digitalizada desde el ADS1115 y supervisa el estado general del hardware asociado al sistema. Sobre esta base se desarrolla una segunda capa de procesamiento, encargada de aplicar las rutinas de remuestreo, filtrado, detección de picos R y cálculo de métricas fisiológicas a partir de ventanas recientes de la señal. Finalmente, una tercera capa se ocupa de la gestión, transmisión y visualización de la información, mediante un backend implementado en FastAPI y una interfaz web conectada en tiempo real por WebSocket, lo que permite al usuario monitorear la señal ECG, consultar métricas, observar el estado del sistema e interactuar con las funciones principales del prototipo.

Esta organización por capas permitió separar responsabilidades dentro del sistema, reduciendo el acoplamiento entre los distintos módulos y facilitando la evolución progresiva del prototipo. En particular, hizo posible pasar de un esquema inicial de adquisición offline a una arquitectura continua de monitoreo en tiempo real, sin necesidad de rediseñar completamente el sistema.

El backend se desarrolló utilizando Python como lenguaje principal, debido a su amplia adopción en el procesamiento de señales biomédicas y su disponibilidad de librerías científicas orientadas al análisis numérico y al desarrollo de servicios web ligeros. Esta elección permitió integrar de manera directa las rutinas de adquisición, filtrado y detección de eventos dentro de un mismo entorno de ejecución, facilitando la depuración y validación experimental del sistema.

6.6.1 Backend

Desde el punto de vista arquitectónico, el backend se estructuró como un servicio local que operó de forma continua en la Raspberry Pi. Este servicio mantuvo un proceso activo de lectura de datos provenientes del módulo ADS1115, incorporando las muestras adquiridas en estructuras de memoria tipo buffer. Dichos buffers permitieron almacenar ventanas temporales recientes de la señal

ECG, las cuales fueron utilizadas tanto para el análisis en tiempo casi real como para la visualización.

Sobre las muestras almacenadas, el backend ejecutó las etapas de procesamiento digital definidas previamente, incluyendo remuestreo, filtrado y detección de eventos mediante el algoritmo de Pan–Tompkins. El diseño del backend priorizó la separación entre adquisición y análisis, de modo que la señal cruda pudiera ser evaluada independientemente del procesamiento posterior durante las pruebas. Esta separación facilitó la identificación de fallos asociados al hardware, al ruido de la señal o a la configuración de los algoritmos.

Adicionalmente, el backend calculó métricas derivadas de la señal procesada, tales como la frecuencia cardíaca y parámetros básicos de variabilidad a partir de los intervalos RR. Estos cálculos se realizaron de forma periódica sobre ventanas temporales móviles de aproximadamente cinco segundos, construidas a partir de las muestras más recientes almacenadas en el buffer circular. La selección de esta duración respondió a un criterio técnico de compromiso entre robustez analítica y actualización en tiempo real: por un lado, una ventana de cinco segundos proporciona suficientes ciclos cardíacos para estimar de manera más estable parámetros como frecuencia cardíaca y variabilidad básica; por otro, mantiene una latencia reducida en la respuesta del sistema, permitiendo que la información mostrada en la interfaz se actualice con fluidez. Además, esta longitud de ventana resulta coherente con la lógica de visualización adoptada en el monitor ECG, ya que permite sincronizar el análisis numérico con el segmento de señal que el usuario observa en pantalla, facilitando la interpretación conjunta de la forma de onda y de las métricas calculadas.

El backend expuso endpoints HTTP que permitieron consultar el estado del sistema para la comunicación con la interfaz de usuario y obtener fragmentos recientes de la señal ECG y recuperar las métricas calculadas. Este enfoque permitió desacoplar completamente la lógica de procesamiento de la lógica de

visualización, asegurando que la interfaz funcionara como un consumidor pasivo de información. En el entorno de prueba, este mecanismo resultó suficiente para simular un escenario de monitoreo remoto sin introducir complejidad adicional.

El backend también incorporó validaciones básicas orientadas a la robustez del sistema durante las pruebas, tales como la detección de ausencia de datos, buffers incompletos o errores de comunicación con el módulo de adquisición. Estas validaciones permitieron manejar condiciones anómalas de forma controlada y evitar interrupciones abruptas del servicio durante los ensayos experimentales.

En el contexto del presente trabajo, el backend no es presentado como una plataforma clínica ni como un sistema distribuido a gran escala, sino como un componente experimental orientado a validar la viabilidad técnica del procesamiento y análisis de señales ECG dentro de una arquitectura IoT local. Su implementación permitió centralizar la lógica del sistema, facilitar la integración con la interfaz de usuario y proporcionar una base funcional sobre la cual podrían desarrollarse extensiones futuras, como la transmisión remota de datos o la integración con plataformas de telemedicina.

6.6.2 Funciones del backend y lógica de algoritmos

Durante la implementación del backend del prototipo, se desarrolló un conjunto de funciones en Python orientadas a la adquisición, procesamiento y análisis de la señal electrocardiográfica, las cuales permitieron validar de manera práctica los fundamentos teóricos del procesamiento digital de señales biomédicas dentro de una arquitectura IoT local.

La adquisición de datos se realizó mediante funciones dedicadas a la lectura del módulo ADS1115 a través del bus I2C. Cada lectura devolvió un valor digital proporcional al voltaje de salida del AD8232, el cual fue convertido a unidades físicas mediante una relación lineal definida por el rango dinámico configurado del

conversor analógico–digital. Matemáticamente, esta conversión se expresó como:

$$V[n] = 2e15D[n] \cdot VFS \quad (8)$$

Durante el desarrollo del prototipo se implementó un conjunto de scripts y aplicaciones de software sobre la Raspberry Pi 4. con el objetivo de validar la adquisición, el procesamiento y la visualización de señales obtenidas de los electrodos. El software se desarrolló de forma incremental y por, permitiendo probar cada etapa del sistema de manera independiente antes de integrarlas en un flujo continuo de datos.

En una primera etapa, se desarrolló un script de adquisición de señal encargado de establecer la comunicación con el módulo ADS1115 a través del bus I2C. Este script permitió leer directamente las muestras digitalizadas del canal analógico conectado a la salida del AD8232. Durante las pruebas, la señal fue adquirida durante intervalos de tiempo definidos y almacenada en archivos CSV, incluyendo tanto la marca temporal como el valor de voltaje correspondiente a cada muestra. Este enfoque facilitó la revisión posterior de la señal cruda y permitió validar la estabilidad de la adquisición y la correcta comunicación entre el hardware y el software.

Posteriormente, se implementaron rutinas de procesamiento orientadas al análisis de la señal ECG. Estas rutinas incluyeron etapas de remuestreo para ajustar la señal a una frecuencia uniforme de 250 Hz, filtrado notch para la atenuación de la interferencia de red eléctrica y filtrado pasabanda para aislar el rango de frecuencias de interés del ECG. Estas operaciones se aplicaron sobre los archivos de señal adquiridos, generando nuevas versiones procesadas de la señal que sirvieron como base para la detección de eventos cardíacos.

Sobre la señal procesada se implementó una versión práctica del algoritmo de Pan–Tompkins, utilizada para la detección de picos R del complejo QRS. A partir de los picos detectados, el sistema permitió calcular intervalos RR y métricas

derivadas como la frecuencia cardíaca promedio. Estos resultados fueron almacenados en archivos de salida independientes, lo que facilitó la validación posterior visual y numérica de los eventos detectados durante las pruebas.

Además del procesamiento basado en archivos, se implementó un modo de adquisición continúa orientado a simular un escenario de monitoreo en tiempo casi real. Para ello, se desarrolló un backend utilizando FastAPI, el cual inició un proceso de lectura continua del ADS1115 y almacenó las muestras en un buffer circular en memoria. Este buffer permitió trabajar con ventanas temporales recientes de la señal, sobre las cuales se aplicaron las rutinas de cálculo de métricas.

Los Endopoints expuestos permitieron consultar el estado del sistema, obtener métricas procesadas como frecuencia cardíaca e indicadores básicos de variabilidad, y acceder a fragmentos recientes de la señal almacenada en memoria. Adicionalmente, se habilitó un canal de comunicación mediante WebSocket para transmitir de forma periódica tanto muestras de la señal como métricas calculadas, permitiendo evaluar la transmisión de datos dentro de un entorno IoT de prueba.

6.6.3 Post procesamiento

Durante el desarrollo del módulo de post procesamiento implementado en se utilizaron funciones de Python orientadas al análisis numérico y al procesamiento digital de señales, con el objetivo de transformar la señal electrocardiográfica adquirida en información cuantificable y evaluable desde el punto de vista fisiológico.

La lectura y manipulación de los datos se realizó utilizando estructuras numéricas tipo arreglo, lo que permitió operar sobre la señal como una serie temporal discreta $x[n]$, donde cada muestra representó el valor de voltaje del ECG en un instante de tiempo específico. Esta representación fue fundamental para aplicar operaciones

matemáticas como interpolación, filtrado y diferenciación.

Una de las primeras operaciones implementadas fue el remuestreo de la señal. Dado que la señal adquirida desde el ADS1115 no siempre presentaba una frecuencia de muestreo estrictamente uniforme, se realizó una interpolación lineal para obtener una nueva señal xr[n] con una frecuencia de muestreo constante de 250 Hz. Matemáticamente, este proceso permitió reconstruir una señal discreta equiespaciada en el tiempo, condición necesaria para aplicar correctamente los filtros digitales y los algoritmos de detección posteriores.

Posteriormente, se aplicaron funciones de filtrado digital diseñadas a partir de coeficientes calculados mediante técnicas estándar de diseño de filtros. En el caso del filtro notch, se utilizó un filtro digital centrado en la frecuencia de la red eléctrica, cuya función de transferencia permitió atenuar componentes sinusoidales no deseadas alrededor de 60 Hz. Este filtrado se implementó aplicando la convolución de la señal con los coeficientes del filtro, siguiendo el modelo:

$$y[n] = k = 0\sum Mbkx[n-k] - k = 1\sum Naky[n-k] \qquad (9)$$

donde x[n] es la señal de entrada, y[n] la señal filtrada y *ak, bk* los coeficientes del filtro. Esta operación permitió reducir interferencias residuales sin alterar significativamente la morfología del ECG.

De forma complementaria, se aplicó un filtrado pasa banda para restringir el contenido espectral de la señal al rango de frecuencias de interés del ECG. Este paso fue fundamental para eliminar componentes de baja frecuencia asociadas a la deriva de línea base y componentes de alta frecuencia relacionadas con ruido electromiográfico, permitiendo trabajar con una señal más estable para la detección de eventos.

Una vez filtrada la señal, el módulo implementó una versión práctica del algoritmo

de Pan–Tompkins para la detección de picos R. Este algoritmo se basó en una secuencia de transformaciones matemáticas aplicadas a la señal digitalizada para resaltar las pendientes pronunciadas características de la despolarización ventricular:

Derivada discreta: Se aplicó para enfatizar los cambios rápidos de la señal. Se aproximó mediante diferencias finitas:

$$y[n] = x[n] - x[n-1] \quad (10)$$

Elevación al cuadrado: Esta transformación amplificó las diferencias de amplitud y eliminó los valores negativos, reforzando la energía asociada a los complejos QRS:

$$y[n] = (x[n])^2 \quad (11)$$

Integración en ventana móvil: Cada muestra fue reemplazada por el promedio de un conjunto adyacente, suavizando la señal para obtener una envolvente de energía:

$$y[n] = (1/N) * \Sigma x[n-k] \quad (12)$$

Sobre la señal integrada, se aplicó un esquema de decisión basado en un umbral adaptativo calculado a partir de la energía promedio reciente. Cuando la señal superó este umbral, se registró la ocurrencia de un pico R (almacenando su índice temporal ti), aplicando un período refractario para evitar detecciones múltiples de un mismo latido. A partir de los índices de los picos R detectados, el módulo calculó los intervalos:

$$RR\ (RRi = t(i+1) - ti) \quad (13)$$

Permitiendo evaluar la variabilidad temporal del ritmo cardíaco para estimar la frecuencia cardíaca promedio y métricas básicas de variabilidad (HRV) como SDNN, RMSSD.

6.6.4 Arquitectura de red IoT y conectividad

La Raspberry Pi 4 fue configurada para consolidar el carácter IoT del sistema y garantizar su funcionamiento autónomo en entornos carentes de infraestructura de red externa y operar en modo Punto de Acceso (Access Point). Mediante esta configuración, el nodo central genera su propia red inalámbrica local con el

identificador (SSID) "MEDINIC-ECG"

Esta arquitectura de red aislada permite que cualquier dispositivo cliente (como un teléfono inteligente, tableta o computadora) pueda vincularse directamente al prototipo sin depender de internet. Una vez establecida la conexión a la red local, el enrutamiento interno del sistema dirige las peticiones del usuario mediante acceso por navegador web. La interfaz gráfica se sirve a través del puerto 8080, mientras que la gestión de datos, las peticiones HTTP y la transmisión continua de la señal vía WebSockets son manejadas por el backend, el cual opera en el puerto 8000.

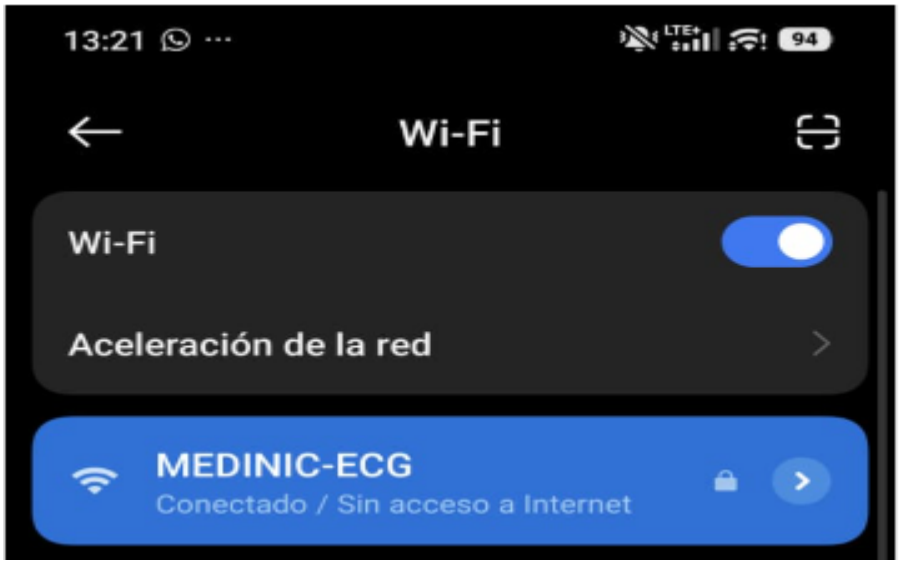


Imagen 15. Punto de acceso Wi-Fi (MEDINIC-ECG) generado por el prototipo

6.6.5 Despliegue y operación autónoma del sistema

Se implementó una estrategia de despliegue automatizado en la Raspberry Pi 4 para consolidar el prototipo como un dispositivo IoT de operación continua y de uso simplificado. El sistema operativo fue configurado mediante servicios de system para iniciar automáticamente, al momento de recibir alimentación eléctrica, tanto el backend encargado de la adquisición y procesamiento de la señal ECG como el frontend correspondiente a la interfaz web de monitoreo.

Adicionalmente, se configuró un modo kiosco, con el fin de que la interfaz se ejecute de manera automática en pantalla completa al encender el equipo, sin requerir interacción manual del usuario con el sistema operativo. Esta modalidad permite que el prototipo se comporte como un dispositivo dedicado, evitando la necesidad de utilizar teclado, ratón o monitor para lanzar scripts, abrir navegadores o cargar manualmente la plataforma de monitoreo.

Como resultado, al energizar el sistema, la Raspberry Pi inicializa de forma autónoma los servicios de adquisición, comunicación y visualización, dejando disponible la red Wi-Fi “MEDINIC-ECG” junto con la interfaz del monitor ECG en un entorno de acceso directo. Esta automatización mejora la disponibilidad operativa del prototipo, facilita su uso en entornos de prueba y aproxima su funcionamiento al de un equipo portátil orientado al monitoreo biomédico.

6.6.6 Interfaz web de monitoreo

La interfaz web fue diseñada pensando en el usuario, con el objetivo de que la interacción con el sistema fuera sencilla, clara e intuitiva, se buscó que el monitoreo de la señal ECG no dependiera de conocimientos técnicos avanzados, sino que la información pudiera presentarse de una manera visualmente comprensible y fácil de interpretar. Por esta razón, el diseño priorizó la organización ordenada de los datos, la visibilidad de los elementos más importantes y la facilidad de acceso a las funciones principales del sistema.

Asimismo, se procuró que la interfaz permitiera al usuario identificar rápidamente tanto la señal electrocardiográfica como las métricas derivadas y el estado general del sistema, reduciendo la complejidad de operación durante las pruebas. En este sentido, la interfaz no solo fue pensada como una herramienta de visualización, sino también como un medio práctico de supervisión y control, orientado a mejorar la experiencia de uso y a hacer más accesible la interacción con el prototipo alineado a los objetivos de este trabajo

6.6.7 Diseño general de la interfaz

La interfaz de usuario fue concebida desde su diseño como el punto principal de interacción con el sistema, orientada a permitir la visualización clara e intuitiva de la señal electrocardiográfica. Su desarrollo tuvo como objetivo reflejar de manera comprensible todos los procesos de acondicionamiento y depuración realizados en el backend, los cuales garantizan, a nivel matemático, la obtención de una señal limpia y representativa de la actividad cardíaca.

En este sentido, la interfaz no solo actúa como un medio de visualización, sino como la capa que traduce el procesamiento interno del sistema en información accesible para el usuario. Su diseño se orientó a ofrecer una experiencia de monitoreo en tiempo real, permitiendo observar de forma simultánea el comportamiento de la señal ECG, los indicadores fisiológicos calculados y las condiciones operativas del hardware.

Desde el punto de vista funcional, la interfaz fue implementada como una aplicación web conectada al backend del sistema, actuando como cliente de los servicios expuestos por este. Bajo esta arquitectura, la interfaz no realiza procesamiento intensivo sobre la señal, sino que recibe del backend los datos ya procesados, las métricas calculadas y los estados de supervisión necesarios para su representación. Esta separación de responsabilidades permitió mantener desacopladas la capa de análisis y la capa de presentación, facilitando tanto el mantenimiento del sistema como la evolución independiente de cada módulo.

El diseño de la interfaz se estructuró alrededor de un monitor ECG en tiempo real, complementado con elementos visuales destinados a mostrar frecuencia cardíaca, métricas básicas de variabilidad, calidad de señal, estado de conexión, condición de los electrodos y parámetros operativos del sistema. Asimismo, se incorporaron controles de interacción para iniciar o detener sesiones de monitoreo, gestionar registros y consultar información relevante del estado del prototipo.

Desde una perspectiva de diseño de software, la interfaz cumple una doble función. Por un lado, actúa como medio de visualización continua de la señal y sus variables asociadas; por otro, sirve como punto de interacción entre el usuario y el sistema, concentrando funciones de supervisión, control y seguimiento de las sesiones de adquisición. Esta aproximación permitió consolidar en una única plataforma la dimensión visual y operativa del prototipo, reforzando su carácter de sistema IoT orientado al monitoreo biomédico experimental.

En conjunto, el diseño general de la interfaz respondió a criterios de claridad visual, actualización continua de datos y separación modular respecto al backend, permitiendo construir una capa de monitoreo coherente con las necesidades del sistema y adecuada para la validación experimental del prototipo.

6.6.8 Interacción del usuario y operación del sistema

La interacción del usuario y la operación del sistema representan la forma en que se planteó el uso de la interfaz dentro del prototipo, ya que a través de ella el usuario puede poner en marcha el sistema, supervisar su funcionamiento y consultar la información generada durante la adquisición de la señal. En este sentido, la interfaz fue diseñada pensando en facilitar estas acciones, permitiendo un manejo sencillo del sistema

Desde el punto de vista operativo, la interfaz fue pensada como el medio principal a través del cual el usuario interactúa con el prototipo. A través de ella, el usuario puede iniciar una sesión de monitoreo, ingresar los datos necesarios para el registro, visualizar el identificador de la sesión activa y dar seguimiento a los valores fisiológicos que se generan a partir de la señal ECG. Durante este proceso, la interfaz también informa sobre el estado del sistema, mostrando si existe conexión con el backend, la calidad de la señal adquirida, la posible desconexión de electrodos y otras condiciones que pueden afectar la validez de la medición.

A medida que el sistema se encuentra en funcionamiento, la interfaz no solo permite observar la señal en tiempo real, sino también mantener un control continuo sobre lo que está ocurriendo en cada momento. Esto facilita que el usuario identifique si la adquisición se está realizando correctamente o si es necesario realizar algún ajuste.

Además de esta supervisión en tiempo real, la interfaz incluye funciones que permiten trabajar con la información generada durante las pruebas. El usuario puede consultar sesiones anteriores, descargar capturas o reportes y revisar alertas emitidas por el sistema. Estas herramientas hacen posible no solo observar la señal, sino también organizar y analizar los resultados obtenidos.

En conjunto, la interacción del usuario fue planteada buscando que el uso del sistema resultara claro y directo, permitiendo acceder fácilmente a las funciones principales y comprender lo que está ocurriendo durante la adquisición. De esta forma, la interfaz cumple un papel fundamental dentro del prototipo, al servir tanto como herramienta de monitoreo como de control durante el desarrollo experimental del proyecto.

6.6.9 Generación y exportación de reportes clínicos

El prototipo incorpora una funcionalidad de generación y exportación de reportes de sesión para consolidar la utilidad del sistema como herramienta de registro y evaluación. Al finalizar un periodo de monitoreo, el backend recopila toda la información estructurada y almacenada temporalmente en formato JSON, la cual incluye las métricas fisiológicas calculadas durante la sesión, tales como la frecuencia cardíaca promedio, los intervalos RR y los parámetros de variabilidad (HRV).

A partir de estos datos, el sistema utiliza la librería ReportLab de Python para estructurar y renderizar de forma automatizada un documento en formato PDF. Desde la interfaz web, el usuario tiene la capacidad de solicitar la descarga directa

de este reporte, el cual presenta un resumen consolidado de los hallazgos de la sesión. Esta capacidad de exportación no solo facilita el análisis médico diferido y la trazabilidad de los datos adquiridos en el entorno experimental, sino que sienta las bases para una futura integración del dispositivo con sistemas de información hospitalaria o expedientes clínicos electrónicos.

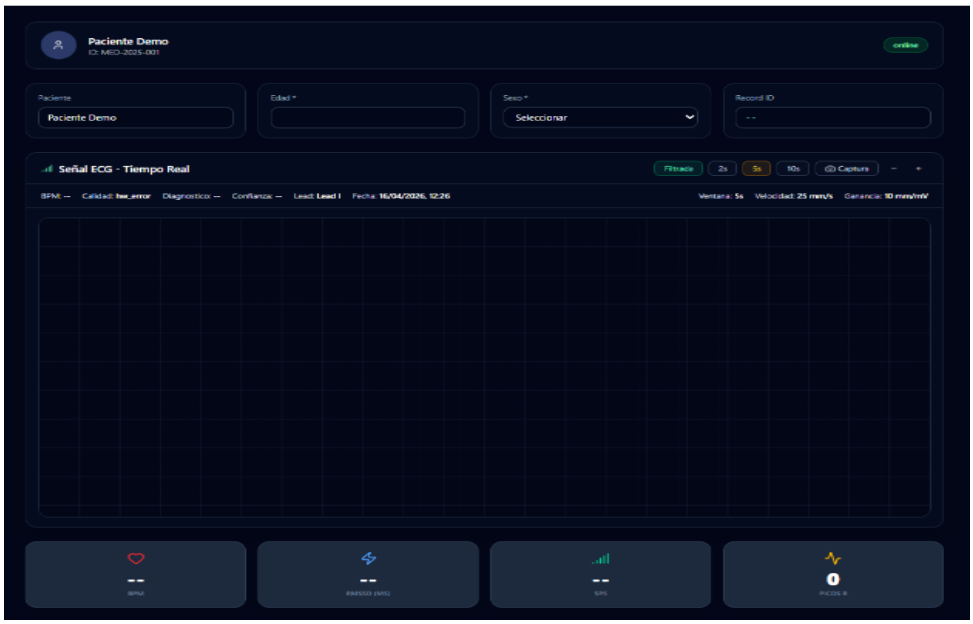


Imagen 16. Interfaz Monitor ECG

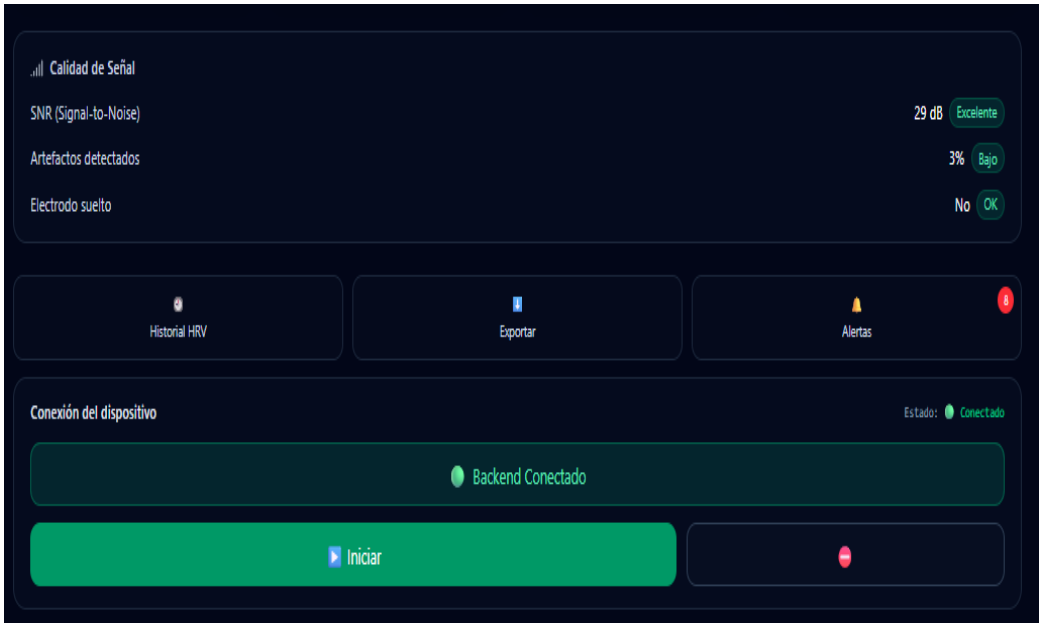


Imagen 17. Panel de conexión y estado operativo del sistema ECG

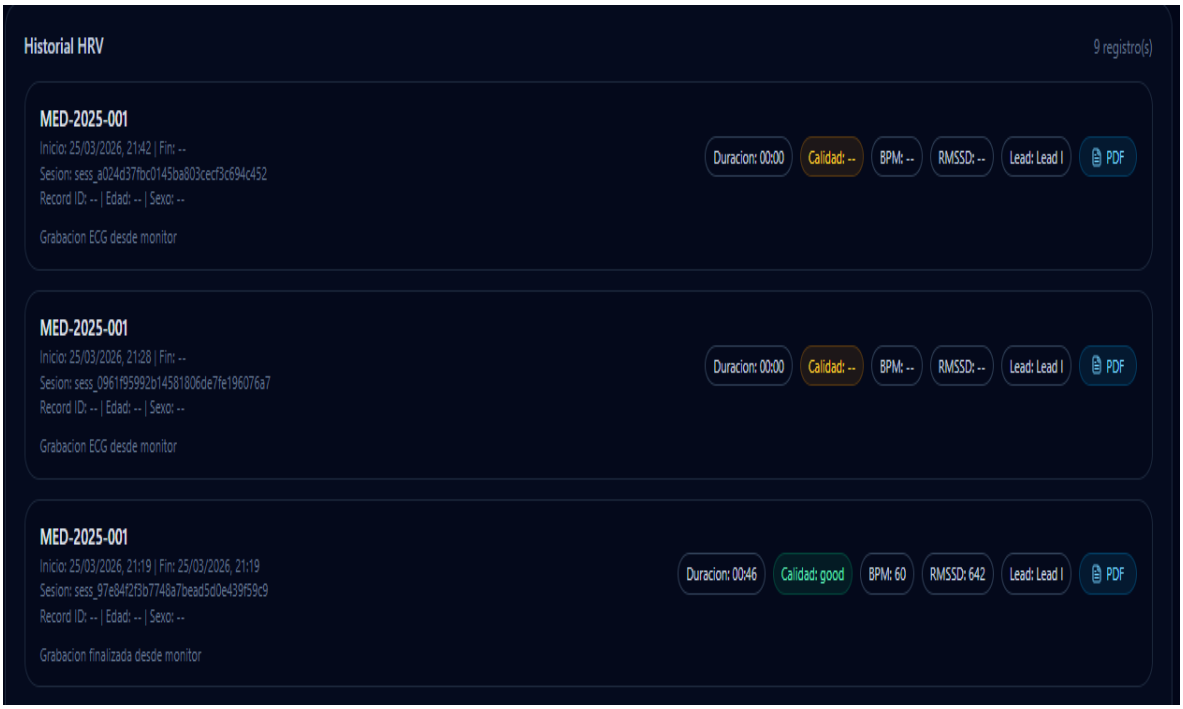


Imagen 18. Historial de sesiones ECG y métricas HRV registradas

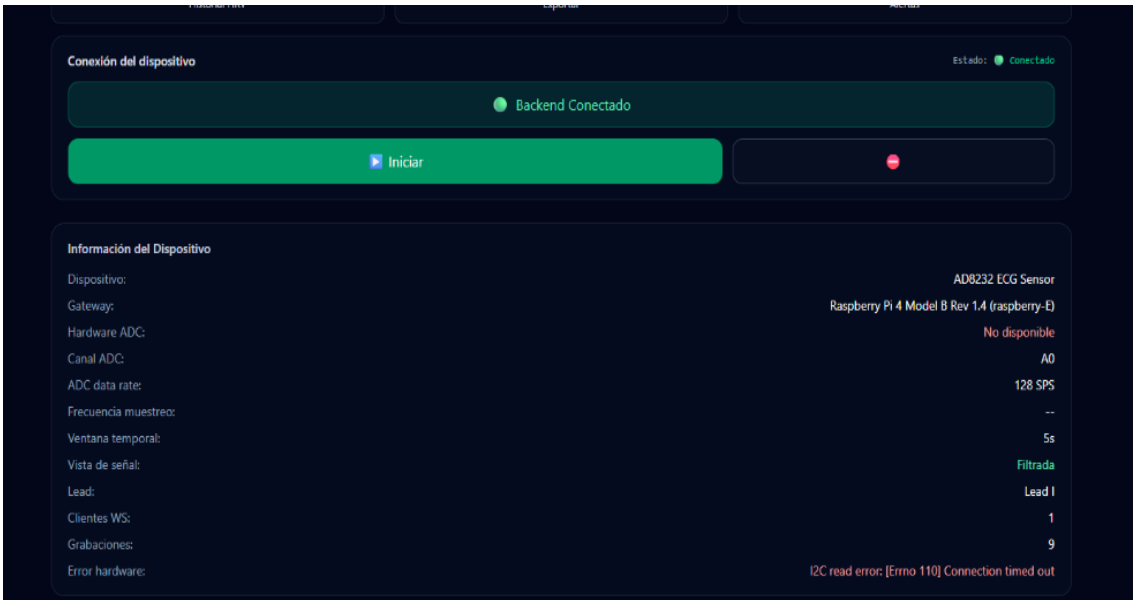


Imagen 19. Estado del dispositivo y validación de comunicación con el ADS1115

6.7 Evaluación y validación del prototipo

En esta etapa de la investigación se llevó a cabo la evaluación integral del prototipo desarrollado, con el objetivo de analizar su desempeño tanto a nivel de hardware como de software. Esta validación incluyó la revisión del consumo energético y autonomía del sistema, así como la verificación del correcto funcionamiento de cada uno de sus componentes electrónicos, identificando posibles oportunidades de optimización en su diseño.

De igual manera, se evaluó el comportamiento del sistema desde el punto de vista del software, particularmente en lo relacionado con la adquisición, procesamiento y transmisión de la señal ECG.

Adicionalmente, se realizaron pruebas con usuarios reales en un entorno controlado, con el fin de evaluar el comportamiento del sistema en condiciones de uso más cercanas a la práctica. Estas pruebas permitieron observar aspectos como la facilidad de uso, la correcta colocación de los electrodos, la estabilidad de la señal adquirida y la interacción del usuario con la interfaz, aportando información relevante sobre la operatividad del prototipo más allá de un entorno puramente técnico.

6.7.1 Validación de filtros

El objetivo de esta sección fue demostrar que los algoritmos de filtrado implementados en el sistema son capaces de reducir el ruido presente en la señal ECG, mejorando su calidad sin afectar su morfología característica.

Se realizó el cálculo de la relación señal-ruido (SNR, Signal-to-Noise Ratio) antes y después de aplicar los filtros digitales para evaluar este comportamiento. Esta métrica permitió cuantificar la mejora en la calidad de la señal como resultado del procesamiento.

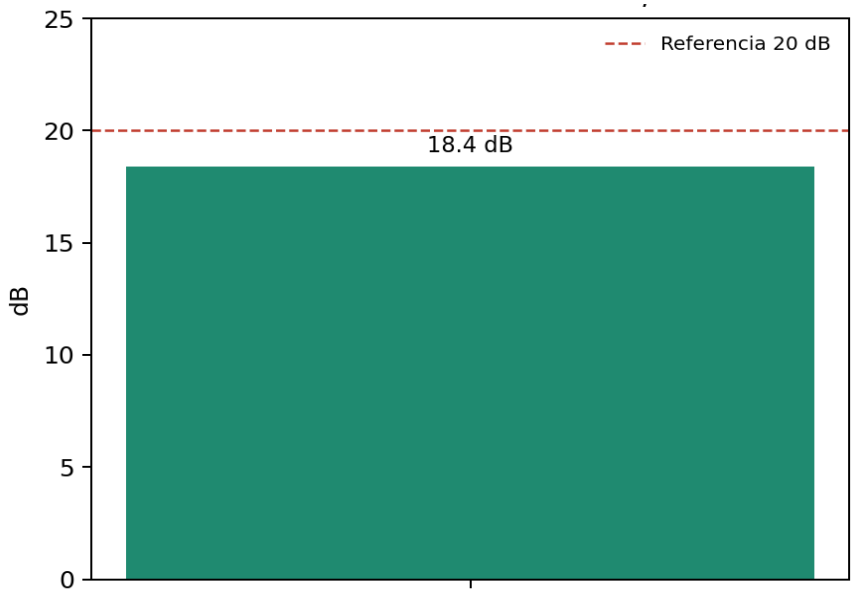


Imagen 20. ECG-000044 – Relación señal/ruido

Adicionalmente, se utilizó el análisis en el dominio de la frecuencia mediante la Densidad Espectral de Potencia (PSD), lo que permitió identificar la presencia de componentes de ruido, como la interferencia de la red eléctrica y el ruido de alta frecuencia. La comparación de la PSD antes y después del filtrado evidenció la atenuación de estas componentes, confirmando la efectividad de los filtros implementados.

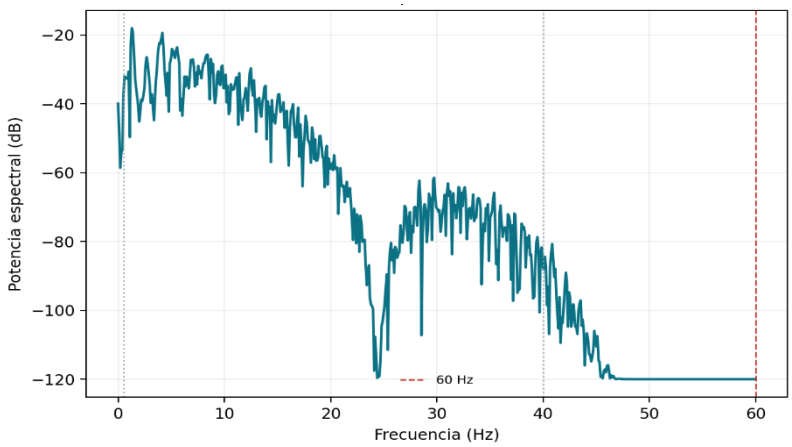


Imagen 21. ECG-000044 – Densidad Espectral de Potencia (señal filtrada)

De esta manera, se pudo verificar que el sistema logra mejorar la relación señal-ruido y entregar una señal más limpia, adecuada para etapas posteriores de análisis.

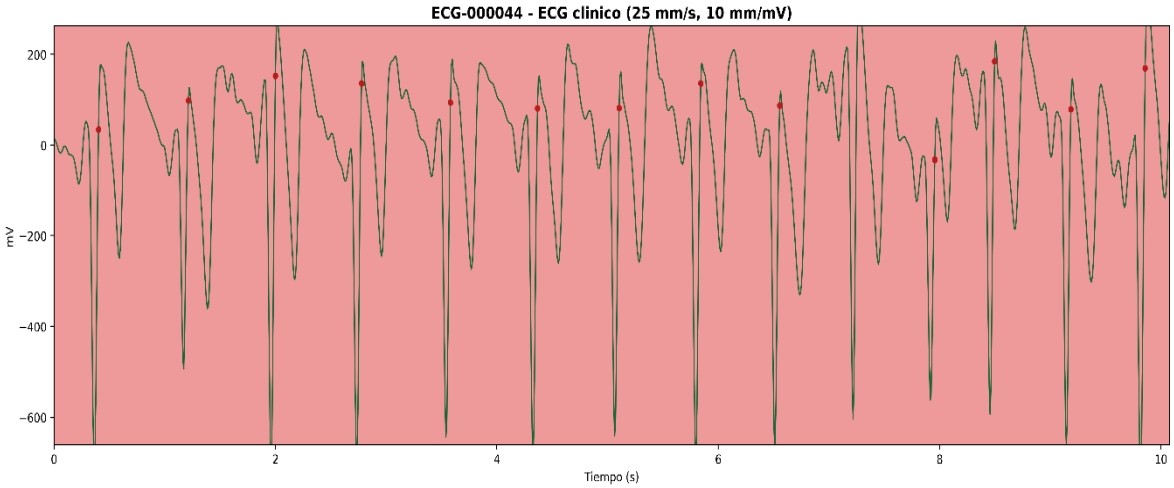


Imagen 22. ECG-000044 – con ruido

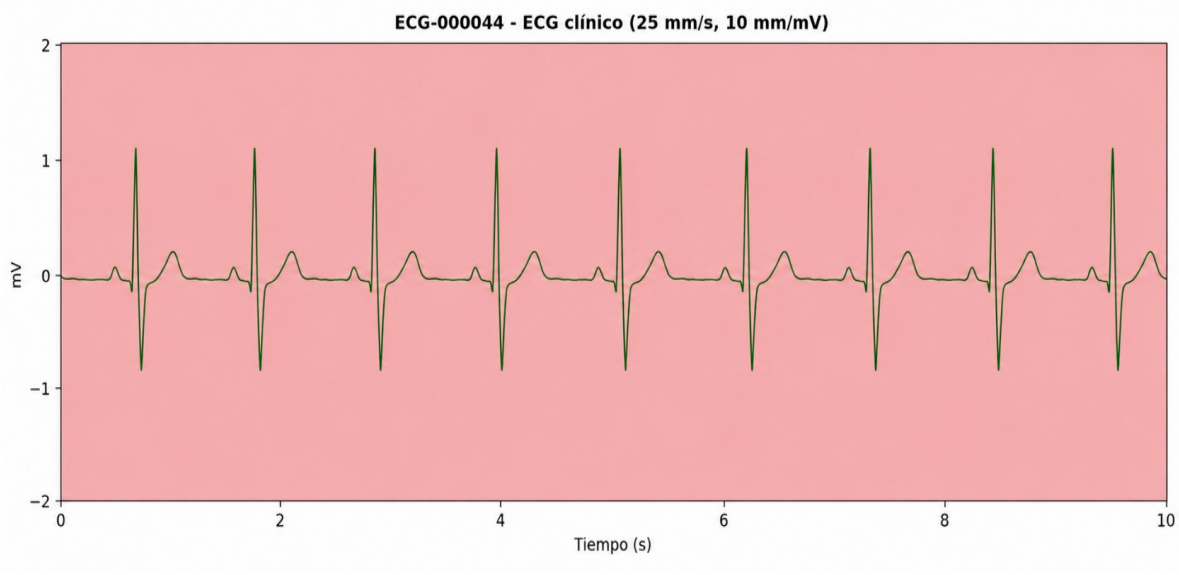


Imagen 23. ECG-000044 Post-procesada

6.7.2 Validación del algoritmo de detección QRS

En esta etapa se evaluó la capacidad del algoritmo implementado basado en Pan–Tompkins para detectar correctamente los complejos QRS, específicamente el pico R, que representa el punto de mayor amplitud en cada latido cardíaco.

Con el fin de complementar la evaluación, se generó una señal ECG sintética en Python, diseñada para representar una señal ideal sin ruido ni interferencias. Esta señal fue utilizada como referencia para analizar el comportamiento del algoritmo en condiciones óptimas.

La señal sintética fue procesada por el sistema, y se compararon los resultados obtenidos con los valores teóricos esperados. Esto permitió verificar si el algoritmo es capaz de detectar correctamente los eventos principales de la señal en un escenario controlado, donde no existen perturbaciones externas. Esta prueba resultó especialmente útil para validar la lógica interna del algoritmo y asegurar que su funcionamiento es correcto desde el punto de vista matemático.

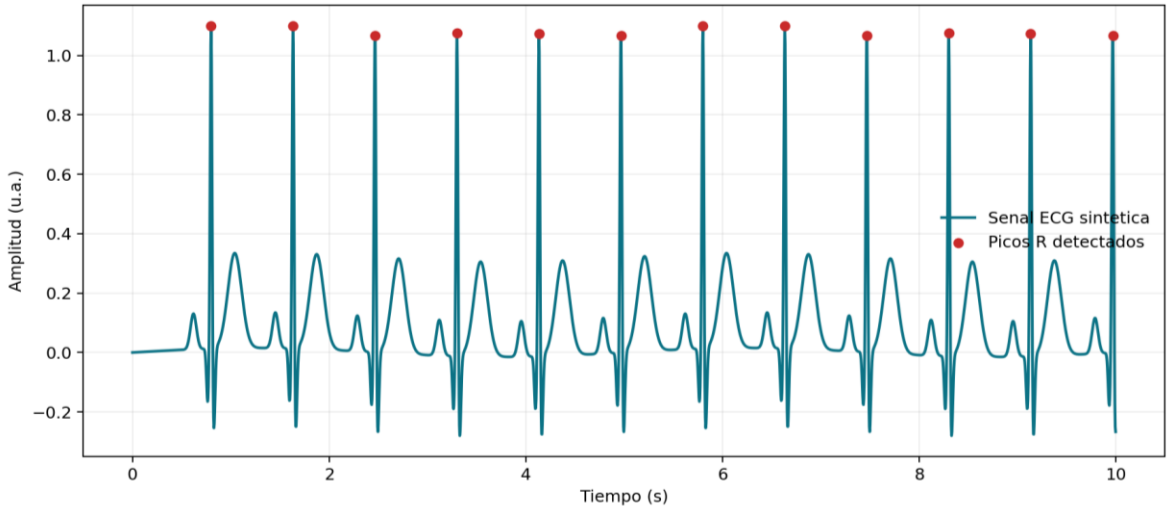


Imagen 24. Validación del algoritmo sobre señal ECG sintética

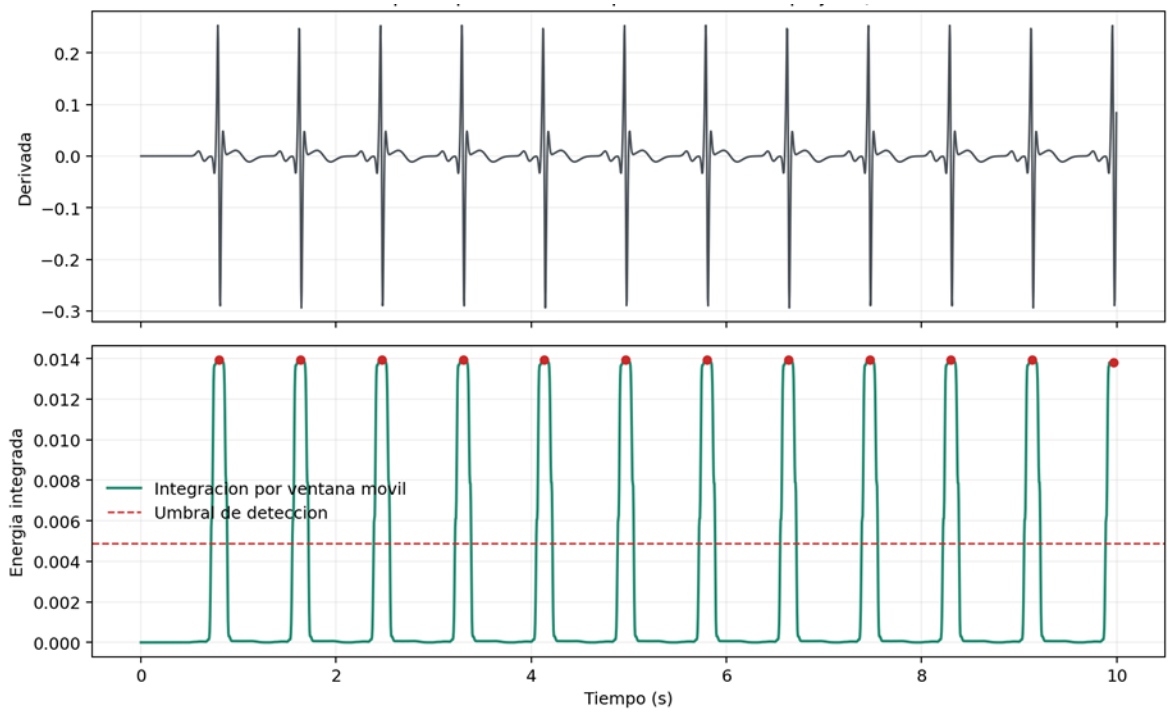


Imagen 25. Etapas de procesamiento para resaltar complejos QRS

Etapas de procesamiento para resaltar complejos QRS

6.7.3 Pruebas de validación

En la evaluación del desempeño funcional del prototipo en condiciones cercanas a su uso real, se diseñó una metodología de pruebas experimentales basada en la adquisición de señales cardiacas en 11 usuarios voluntarios de edades, razas y condiciones de salud variadas.

El sistema fue aplicado a un grupo de diez personas seleccionadas de manera in tencional, con el propósito de observar el comportamiento del prototipo ante difer entes características fisiológicas, variaciones de contacto electrodo-piel y posibles diferencias en la amplitud de la señal cardíaca.

Las pruebas se realizaron en un entorno controlado, procurando mantener condiciones similares. Se evitaron accesorios , ropa muy estrecha y teléfonos celulares cerca para todos los participantes. Antes de iniciar cada sesión, se explicó al usuario el objetivo general de la prueba, el funcionamiento del prototipo y el procedimiento de adquisición. Posteriormente, se verificó que el sistema estuviera encendido, que la Raspberry Pi ejecutara correctamente los servicios del backend y frontend, y que la interfaz web estuviera disponible para operar el monitor ECG.

Desde la interfaz web, el operador ingresó los datos básicos del participante, tales como nombre, edad y sexo, los cuales fueron asociados a la sesión de monitoreo. Luego, se utilizó el módulo de conexión del sistema para establecer comunicación con el backend mediante WebSocket. Esta conexión permitió que la interfaz recibiera en tiempo casi real las muestras de la señal ECG, las métricas fisiológicas calculadas y los estados operativos del hardware.

En la adquisición de la señal se colocaron los electrodos en las posiciones correspondientes a la configuración RA, LA y RL. Antes de iniciar el registro, se verificó el estado de contacto mediante las señales de detección de electrodos

desconectados, conocidas como lead-off, integradas en el módulo AD8232 y supervisadas por el backend. Esta validación fue importante para asegurar que la señal adquirida correspondiera a una condición de contacto aceptable y no a una lectura generada por desconexión o mala colocación de los electrodos.

Una vez confirmada la conexión del sistema y el estado de los electrodos, se inició la sesión de monitoreo desde la interfaz mediante el botón de inicio. Durante esta etapa, el prototipo ejecutó de forma continua el proceso de lectura de la señal analógica acondicionada, su digitalización mediante el ADS1115 y su procesamiento en la Raspberry Pi. La señal fue transmitida hacia la interfaz web, donde se visualizó en un monitor ECG implementado sobre un lienzo gráfico, permitiendo observar la forma de onda en tiempo real.

Durante la sesión, la interfaz permitió supervisar diferentes variables del sistema, incluyendo frecuencia cardíaca estimada, métricas de variabilidad como RMSSD, frecuencia de muestreo estimada, calidad de señal, estado de conexión, estado de electrodos y alertas operativas. Además, se utilizaron las opciones de visualización disponibles en la interfaz, como la selección de ventanas temporales de 2, 5 y 10 segundos, con el fin de observar la estabilidad de la señal en diferentes escalas de tiempo. También se consideró la posibilidad de alternar entre la señal cruda y la señal filtrada cuando los datos estuvieran disponibles, lo cual permitió comparar visualmente el efecto del procesamiento aplicado.

El usuario permaneció en reposo durante la adquisición para reducir artefactos de movimiento y mejorar la estabilidad de la señal ECG. De manera paralela, se observaron posibles eventos que pudieran afectar la calidad de la medición, tales como desplazamiento de electrodos, variaciones de contacto, interferencias externas, ruido en la señal o pérdida temporal de comunicación con el backend. Ante estas condiciones, la interfaz emitió alertas visuales que permitieron identificar el estado del sistema y tomar acciones correctivas.

Al finalizar cada sesión, se detuvo la grabación desde la interfaz web. El sistema almacenó la información asociada a la sesión, incluyendo datos del paciente, duración del registro, métricas calculadas y estado general de la adquisición. Posteriormente, se revisó el historial de sesiones disponible en la interfaz y, cuando fue necesario, se generaron reportes o capturas de la señal para documentar los resultados obtenidos.

Los datos registrados fueron analizados con el fin de evaluar la calidad de la señal adquirida, la estabilidad del sistema durante la transmisión, la consistencia en la detección de complejos QRS y la coherencia de las métricas fisiológicas calculadas. También se tomó en cuenta la experiencia de operación del sistema, considerando la facilidad para iniciar una sesión, interpretar los indicadores visuales, identificar errores de conexión o electrodos desconectados y acceder al historial de pruebas.

La evaluación experimental del prototipo, , demostró un funcionamiento estable del ecosistema IoT. El hardware de adquisición, compuesto por el sensor AD8232 y el filtro pasivo RC (39 kΩ y 100 nF), logró acondicionar exitosamente la señal bioeléctrica, atenuando las interferencias de alta frecuencia y los artefactos de movimiento. Por su parte, el módulo ADS1115 digitalizó la señal manteniendo su resolución de 16 bits, lo cual permitió a la Raspberry Pi 4 procesar el flujo de datos sin latencias perceptibles. El sistema de alimentación modular proporcionó la autonomía esperada de aproximadamente 3 horas continuas, y la transmisión de datos vía WebSockets hacia la interfaz web operó de manera fluida y sin pérdida de paquetes a través de la red local "MEDINIC-ECG".

En conjunto, los resultados obtenidos permiten concluir que el sistema es capaz de adquirir, filtrar y procesar la señal ECG de manera adecuada dentro del entorno experimental. Los filtros implementados demostraron ser efectivos en la reducción del ruido, mientras que el algoritmo de detección QRS logró identificar los latidos con un nivel de precisión aceptable.

Tabla 4. Datos de pruebas en usuarios

Usuario	Identificador	Record ID	Picos R	RMSSD (ms)	Latidos por minuto	Calidad	Lead off
Bismarck Herrera	MED-2025-001	ECG-000044	7	42,5	72	good	False
Brenda Sevilla	MED-2025-002	ECG-000015	7	38,7	74,3	good	False
Carla Silva	MED-2025-003	ECG-000018	8	45,1	78,6	good	False
George Arriaza	MED-2025-004	ECG-000005	7	40,3	76,8	good	False
Erick Arroliga	MED-2025-005	ECG-000023	7	36,9	80,2	good	False
Eveling Sánchez	MED-2025-006	ECG-000013	8	48,4	82,1	good	False
Geymi Mayorga	MED-2025-007	ECG-000022	7	41,2	79,4	good	False
Hazzel Hurtado	MED-2025-008	ECG-000012	7	44,8	77,5	good	False
María Castillo	MED-2025-009	ECG-000020	8	39,6	84,0	good	False
Guadalupe Espinoza	MED-2025-010	ECG-000011	7	43,7	75,9	good	False
Naydelis López	MED-2025-011	ECG-000019	7	40,9	73,8	good	False

A partir de los datos obtenidos, se puede concluir que el prototipo logró mantener un comportamiento estable durante las sesiones de monitoreo, evidenciado por la detección consistente de complejos QRS y la obtención continua de métricas fisiológicas dentro de rangos considerados normales para un entorno de prueba controlado.

Los valores de frecuencia cardíaca registrados oscilaron aproximadamente entre 72 y 84 latidos por minuto, manteniéndose dentro de un rango fisiológico esperado para adultos en estado de reposo o actividad ligera. Asimismo, los valores de RMSSD obtenidos reflejan una variabilidad cardíaca estable y sin cambios abruptos significativos, lo cual indica que el sistema fue capaz de calcular correctamente los intervalos RR durante el procesamiento de la señal ECG.

De igual manera, la detección de picos R se mantuvo constante entre las diferentes ventanas de análisis, evidenciando estabilidad en el algoritmo de detección implementado y una adecuada preservación de la morfología del complejo QRS durante las etapas de adquisición y preprocesamiento.

En relación con la calidad de señal, todas las sesiones fueron clasificadas con

estado “good”, mientras que la variable “Lead off” permaneció en estado False, indicando que no se detectaron desconexiones de electrodos ni pérdidas significativas de contacto durante las pruebas realizadas.

Con el fin de no sobrecargar el cuerpo del documento, se incluyen en anexos únicamente registros representativos de los principales escenarios observados durante las pruebas: señal de buena calidad, visualización funcional del trazado, ausencia de señal y desconexión de electrodos.

7. Conclusiones

A partir del desarrollo y validación del prototipo IoT para el monitoreo de señales electrocardiográficas, se concluye que los objetivos planteados en la investigación fueron alcanzados de manera satisfactoria, al integrar hardware biomédico, procesamiento local de señal y visualización web en tiempo real dentro de una arquitectura funcional de bajo costo y orientada a prototipado.

En relación con los fundamentos teóricos y técnicos, se determinó que una configuración monocanal constituye una alternativa adecuada para equilibrar portabilidad, simplicidad de implementación y capacidad de monitoreo básico de la actividad cardíaca. Esta arquitectura permitió adquirir una señal ECG suficiente para observar la morfología general del trazado, identificar eventos asociados al complejo QRS y calcular métricas cardíacas como BPM y RMSSD bajo condiciones controladas.

Respecto al diseño e integración del sistema, se logró implementar una arquitectura compuesta por electrodos Ag/AgCl, módulo de acondicionamiento AD8232, conversor ADS1115 de 16 bits y Raspberry Pi 4 como unidad local de adquisición y procesamiento. La comunicación mediante I2C, el backend desarrollado en Python/FastAPI y la transmisión por WebSocket permitieron visualizar la señal ECG en una interfaz web en tiempo real, almacenar sesiones y consultar el estado operativo del sistema.

Las pruebas funcionales realizadas permitieron validar la comunicación con el ADC, la lectura de la señal ECG, la detección de estado de electrodos, la transmisión hacia el frontend y la generación de registros por sesión. Asimismo, se incorporó la lectura del nivel de batería mediante un divisor resistivo, lo cual fortaleció la supervisión energética del prototipo durante su operación.

En cuanto al procesamiento digital, el sistema permitió aplicar filtros orientados a la reducción de ruido y ejecutar la detección de picos R para estimar intervalos RR y frecuencia cardíaca. Además, se añadieron controles de calidad para descartar intervalos fisiológicamente no plausibles y advertir inconsistencias entre BPM, cantidad de picos R y duración efectiva del análisis. Esto contribuyó a mejorar la coherencia interna de las métricas mostradas en el dashboard y reportes.

La validación de usuarios y permisos confirmó que el sistema puede diferenciar entre perfiles administrativos y perfiles de solo lectura, restringiendo la grabación de sesiones ECG para usuarios no autorizados. Esta funcionalidad resulta importante para escenarios de demostración, revisión académica o evaluación por terceros, donde se requiere acceso a la información sin permitir modificaciones o nuevas adquisiciones.

La exportación de sesiones mediante archivos .dat, .hea, .atr, .json, imágenes PNG y reportes PDF permitió documentar los registros obtenidos y conservar evidencia de las pruebas realizadas. Esta funcionalidad facilita la trazabilidad de las sesiones y el análisis posterior de la información adquirida.

Finalmente, las pruebas experimentales realizadas en escenarios controlados evidenciaron que el prototipo es funcional como plataforma académica de monitoreo ECG, adquisición de señal, visualización en tiempo real y evaluación básica de métricas cardíacas. No obstante, el sistema debe considerarse un

prototipo de investigación y no un dispositivo médico certificado, por lo que su uso se limita a fines educativos, experimentales y de validación tecnológica.

Tabla 5.Validación Experimental de las Funcionalidades del Prototipo ECG

Prueba realizada	Objetivo de validación	Procedimiento aplicado	Resultado observado	Criterio de aceptación
Verificación de adquisición ECG	Confirmar la captura correcta de la señal ECG mediante el AD8232 y el ADS1115.	Se conectaron los electrodos y se monitoreó la lectura del canal A0 desde el backend.	El sistema recibió muestras ECG y mostró la señal en tiempo real.	Recepción continua de muestras sin errores de adquisición.
Comunicación I2C con ADS1115	Validar la comunicación entre la Raspberry Pi y el convertidor analógico-digital.	Lectura del ADS1115 mediante el bus I2C en la dirección 0x48.	El backend detectó correctamente el ADC y reportó hw_ok = true.	Respuesta correcta en el endpoint /health.
Monitoreo en tiempo real	Verificar la transmisión continua de datos hacia la interfaz web.	Establecimiento de comunicación mediante WebSocket /ws/ecg.	La señal ECG fue visualizada en tiempo real.	Actualización continua sin interrupciones de conexión.
Detección de electrodos	Comprobar la detección de desconexión de electrodos.	Lectura de las señales LO+ y LO− del AD8232.	El sistema identificó correctamente el estado de conexión.	Cambio de estado al conectar o desconectar electrodos.
Detección de picos R	Validar la identificación automática de complejos QRS.	Aplicación de filtrado digital y algoritmo de detección de máximos.	Los picos R fueron marcados sobre la señal ECG.	Detecciones coherentes con la morfología observada.
Cálculo de BPM	Verificar el cálculo de la frecuencia cardíaca.	Obtención de BPM a partir de intervalos RR válidos.	El valor BPM se actualizó correctamente en el dashboard.	Valores consistentes con intervalos RR fisiológicos.
Validación de intervalos RR	Evitar errores provocados por ruido o artefactos.	Descarte de intervalos RR menores a 300 ms o mayores a 2000 ms.	Disminución de detecciones anómalas.	Uso exclusivo de intervalos RR válidos para cálculos posteriores.

Prueba realizada	Objetivo de validación	Procedimiento aplicado	Resultado observado	Criterio de aceptación
Cálculo de RMSSD	Validar el cálculo de la métrica de variabilidad cardíaca.	Aplicación de la fórmula RMSSD sobre intervalos RR válidos.	RMSSD mostrado en el dashboard y reportes.	Cálculo realizado únicamente con datos fisiológicamente válidos.
Exportación de sesión	Verificar la trazabilidad y almacenamiento de registros.	Descarga de la sesión desde la interfaz del sistema.	Generación de archivos .dat, .hea, .atr, .json y PNG.	Exportación completa de todos los archivos asociados a la sesión.
Generación de reporte PDF	Validar la creación automática de informes clínicos.	Descarga del reporte desde el historial de sesiones.	El documento incluyó información del paciente y métricas ECG.	Generación correcta del PDF sin errores.
Usuarios de solo lectura	Verificar las restricciones de acceso establecidas.	Inicio de sesión con credenciales asignadas al jurado.	Los usuarios pudieron visualizar información, pero no iniciar adquisiciones.	Bloqueo de funciones de grabación para usuarios de solo lectura.
Lectura de batería	Validar el monitoreo energético del dispositivo.	Lectura del canal A1 mediante divisor resistivo.	Visualización del porcentaje de batería en el dashboard.	Correspondencia entre voltaje medido y porcentaje calculado.
Apagado por botón físico	Comprobar el control físico del sistema.	Configuración de GPIO5 para reinicio mediante pulsación sostenida.	El sistema ejecutó correctamente el apagado.	Apagado total del sistema.
Arranque automático del backend	Verificar la disponibilidad del sistema después de reinicios.	Simulación de reinicio y apagón de la Raspberry Pi.	El backend se ejecutó automáticamente y respondió al endpoint /health.	Servicio operativo tras reiniciar el equipo.

8. Recomendaciones

A partir de los resultados obtenidos, se recomienda continuar la mejora del prototipo en aspectos de hardware, software, conectividad, alimentación y validación, con el fin de fortalecer su confiabilidad, escalabilidad y posible evolución hacia aplicaciones clínicas o comerciales.

En el área de hardware, se recomienda sustituir el módulo AD8232 por un front-end analógico biomédico de mayor precisión y, preferiblemente, con características orientadas a aplicaciones médicas. Asimismo, se sugiere migrar el sistema de prototipado hacia una PCB personalizada, lo cual permitiría reducir el tamaño del dispositivo, mejorar la integridad de la señal y facilitar futuras etapas de certificación.

En cuanto al procesamiento, se recomienda optimizar la adquisición y el manejo de datos para mantener una frecuencia efectiva de muestreo más estable. También se sugiere evaluar plataformas de procesamiento con mayor capacidad o arquitecturas distribuidas que permitan ejecutar algoritmos más complejos sin afectar la visualización en tiempo real.

Respecto a la alimentación, se recomienda diseñar un sistema energético integrado que incluya gestión de carga, monitoreo de batería y protección eléctrica. Esto permitiría mejorar la autonomía del dispositivo y facilitar la incorporación de periféricos adicionales, como una pantalla local.

En relación con la conectividad, se recomienda fortalecer la infraestructura de red para escenarios de monitoreo remoto o telemedicina. Esto podría incluir acceso mediante IP pública, servicios en la nube o mecanismos seguros de transmisión y almacenamiento de datos.

Por último, se recomienda realizar una validación metrológica comparando el prototipo con equipos médicos certificados.

Referencias Bibliográficas

Amazon. (s.f.). *Módulo de sensor de ritmo cardíaco AD8232* [Imagen]. Amazon. Recuperado de https://m.media-amazon.com/images/I/61-SEYbv7XL.AC_SL1500.jpg

Analog Devices. (2012). *AD8232: Heart Rate Monitor Front End Datasheet*. Analog Devices Inc.

Blanco Ortega, A. (2006). *Sistemas de adquisición de datos biomédicos*. Editorial Universitaria.

Blanco Prieto, M. (2021). *Evolución de la electrocardiografía digital y el procesamiento de señales en la cardiología moderna*. Revista de Ingeniería Biomédica.

Bolívar Pulgarín, N. G. (2019). *eHeart-BP: Prototipo de Internet de las Cosas para monitorear la presión arterial utilizando algoritmos de Machine Learning*. Universidad Nacional de Colombia. Recuperado de https://repositorio.unal.edu.co/handle/unal/77411

Butchy, A. A., Jain, U., Leasure, M. T., Covalesky, V. A., & Mintz, G. S. (2023). Importance of electrode selection and number in reconstructing standard twelve lead electrocardiograms. *Biomedicines, 11*(6), 1526. https://doi.org/10.3390/biomedicines11061526

Clifford, G. D., Azuaje, F., & McSharry, P. (2006). *Advanced methods and tools for ECG data analysis*. Artech House.

Delgado, V. M. A., Luna, D. A. R., & Muñoz, J. A. (2024). Clasificación de arritmias cardiacas usando redes neuronales convolucionales en muestras de ECG. *Revista EIA, 21*(41).

Girón Arévalo, M. F. (2023). *Generación automática de señales de ECG en asistentes cognitivos para la detección de problemas cardíacos*. Universitat Politècnica de València. Recuperado de https://riunet.upv.es/handle/10251/197274

González, M. A. (2012). *Aplicación de software para la clasificación de señales electrocardiográficas*. IEEE Transactions on Knowledge and Data Engineering.

Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2021). *Tratado de fisiología médica* (14.ª ed.). Elsevier.

Khalil, K. F., George, P. V., Mukkamala, R., & Aroor, S. (2023). Electrocardiographic lead reversals. *Journal of Electrocardiology, 80*, 67–74. https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2023.07.013

León Tibaquirá, O. I., & Alzate Aristizábal, J. (2024). *Dispositivo vestible para el monitoreo de variables fisiológicas*. Universidad EIA.

Liu, C., Zhang, X., Zhao, L., Liu, F., Chen, X., Yao, Y., & Li, J. (2020). Computational diagnostic techniques for electrocardiogram signal analysis. *Sensors, 20*(21), 6316. https://doi.org/10.3390/s20216316

Martínez Toro, I. N. (2023). *Diseño e implementación de un clasificador SVM para la detección de arritmias a partir del análisis de señales ECG*. Universidad Nacional Abierta y a Distancia. Recuperado de https://repository.unad.edu.co/handle/10596/56472

MINSA. (2024). *Mapa Nacional de la Salud en Nicaragua*. Recuperado de http://mapasalud.minsa.gob.ni

Narváez Miranda, R. I., & Valverde Jara, M. S. (2021). *Diseño de un prototipo electrónico para la adquisición y procesamiento de señales cardíacas*. Universidad Politécnica Salesiana. Recuperado de https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/20124

Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A real-time QRS detection algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, BME-32*(3), 230–236. https://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532

Simbala Briones, J. de L., & Vera Díaz, M. D. (2024). *Análisis de anomalías cardíacas basado en procesamiento de señales ECG*. Universidad Politécnica Salesiana. Recuperado de https://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/2202

Singh, O., & Sunkaria, R. K. (2015). Powerline interference reduction in ECG signals using empirical wavelet transform and adaptive filtering. *Journal of Medical Engineering & Technology, 39*(1), 60–68. https://doi.org/10.3109/03091902.2014.979954

Sörnmo, L., & Laguna, P. (2005). *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Elsevier Academic Press.

Texas Instruments. (2024). *ADS1113, ADS1114, ADS1115 Ultra-Small, Low-Power, I²C-Compatible, 860 SPS, 16-Bit Analog-to-Digital Converters (Rev. E)*. Texas Instruments.

Turner, J., Zellner, C., Khan, T., & Yelamarthi, K. (2017). *Continuous heart rate monitoring using smartphone*. ResearchGate. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/319323577

Villar Valero, J. (2021). *Sistema de extracción de parámetros para variabilidad del ritmo cardíaco*. Universitat Politècnica de València.

Webster, J. G. (2010). *Medical instrumentation: Application and design* (4th ed.). John Wiley & Sons.

Yeves, A. M., & De Giusti, V. C. (s.f.). *Bases fisiológicas de la electrocardiografía*. Universidad Nacional de La Plata.

Anexos

Anexo A. Repositorio del prototipo



Anexo B. Carta de la institución en donde fueron realizadas las pruebas

ufinet

Managua, 27 de abril del 2026

A quien corresponda:

Por medio de la presente, la empresa hace constar que la colaboradora **Emorie Aguirre Lacayo** llevó a cabo la implementación de las pruebas correspondientes a su proyecto de tesis, el cual estuvo enfocado en el desarrollo de un sistema de monitoreo de señales electrocardiográficas (ECG).

Dichas pruebas se realizaron dentro de las instalaciones de la empresa y contaron con la participación voluntaria de once (11) colaboradores, quienes formaron parte del proceso de validación experimental del prototipo desarrollado, contribuyendo así a la verificación de su correcto funcionamiento y desempeño.

Se extiende la presente constancia para los fines que la interesada estime convenientes a los veintisiete días del mes abril de año dos mil veintiséis.

ufinet
UFINET NICARAGUA, S.A.
RUC J0310000002742

Brenda A. Sevilla Mondoy
CHRO | Nicaragua

ufinet
Planes de Altamira, III Etapa, Oficina 206, Managua, Nicaragua
M: +505 8966 9571

8866-9714 | **www.ufinet.com** | Planes de Altamira III etapa chocolate Momotombo 45 mtrs al Oeste Casa #206

Anexo C. Carta de asesoría médica

Yo, Dr. Gerald José Pérez Lansyo, Medico General, registrado ante el Ministerio de Salud bajo el Código MINSA N.° 83895 con conocimientos en electrocardiografía, fisiología cardiovascular y fundamentos del funcionamiento eléctrico del corazón, hago constar que acompañé y brindé asesoría académica a la estudiante Emorte del Carmen Aguirre Lacayo, estudiante de Ingeniería Electrónica de la Universidad Nacional de Ingeniería (UNI), durante el desarrollo de su trabajo de tesis titulado *"Prototipo basado en IoT para el monitoreo de señales cardíacas en la detección temprana de enfermedades cardiovasculares"*.

Durante este proceso, proporcioné orientación en conceptos fundamentales relacionados con la fisiología cardiaca, la generación y propagación de los impulsos eléctricos del corazón, los mecanismos electrofisiológicos involucrados en la actividad cardiaca y la comprensión de la estructura básica de la señal electrocardiográfica. Asimismo, brindé apoyo en el uso adecuado de terminología médica y biomédica asociada al electrocardiograma y a los sistemas de monitoreo cardiovascular.

De igual manera, coloboré en la revisión de conceptos técnicos vinculados a las ondas P, complejo QRS y onda T, frecuencia cardiaca, intervalos electrocardiográficos, variabilidad de la frecuencia cardiaca (HRV), derivaciones electrocardiográficas y demás fundamentos teóricos necesarios para la correcta elaboración del marco conceptual y técnico de la investigación.

Mi participación se limitó al acompañamiento académico y a la asesoría en aspectos médicos generales relacionados con la temática abordada, sin intervenir en el diseño de ingeniería, desarrollo de software, implementación electrónica ni en los resultados obtenidos por la investigadora. Mi contribución estuvo orientada exclusivamente a fortalecer el sustento científico del proyecto desde una perspectiva clínica, fisiológica y biomédica.

Se extiende la presente constancia a solicitud de la interesada para los fines académicos que estime convenientes.

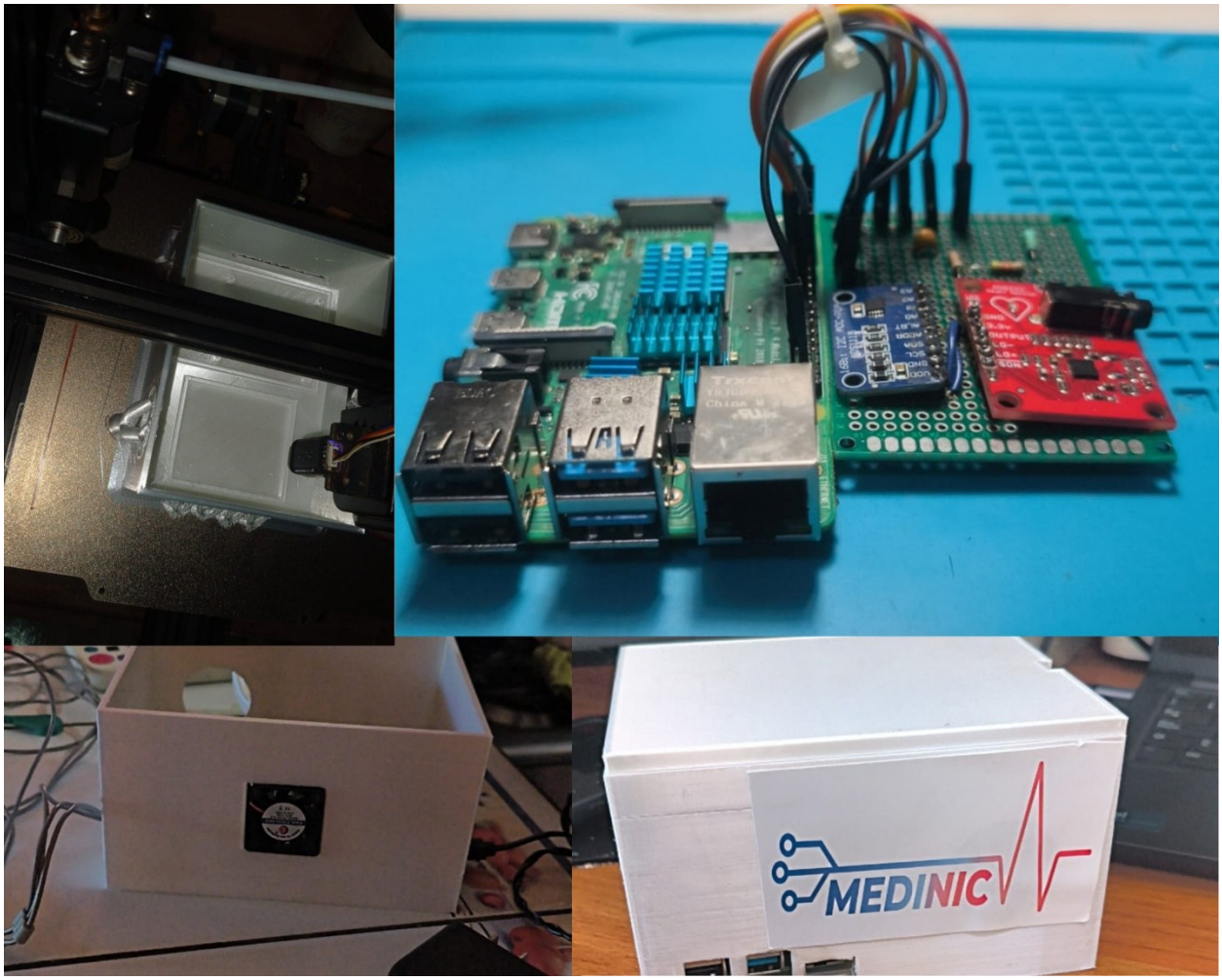
Managua, Nicaragua, 4 de Junio de 2026.

Dr. Gerald José Pérez Lacayo

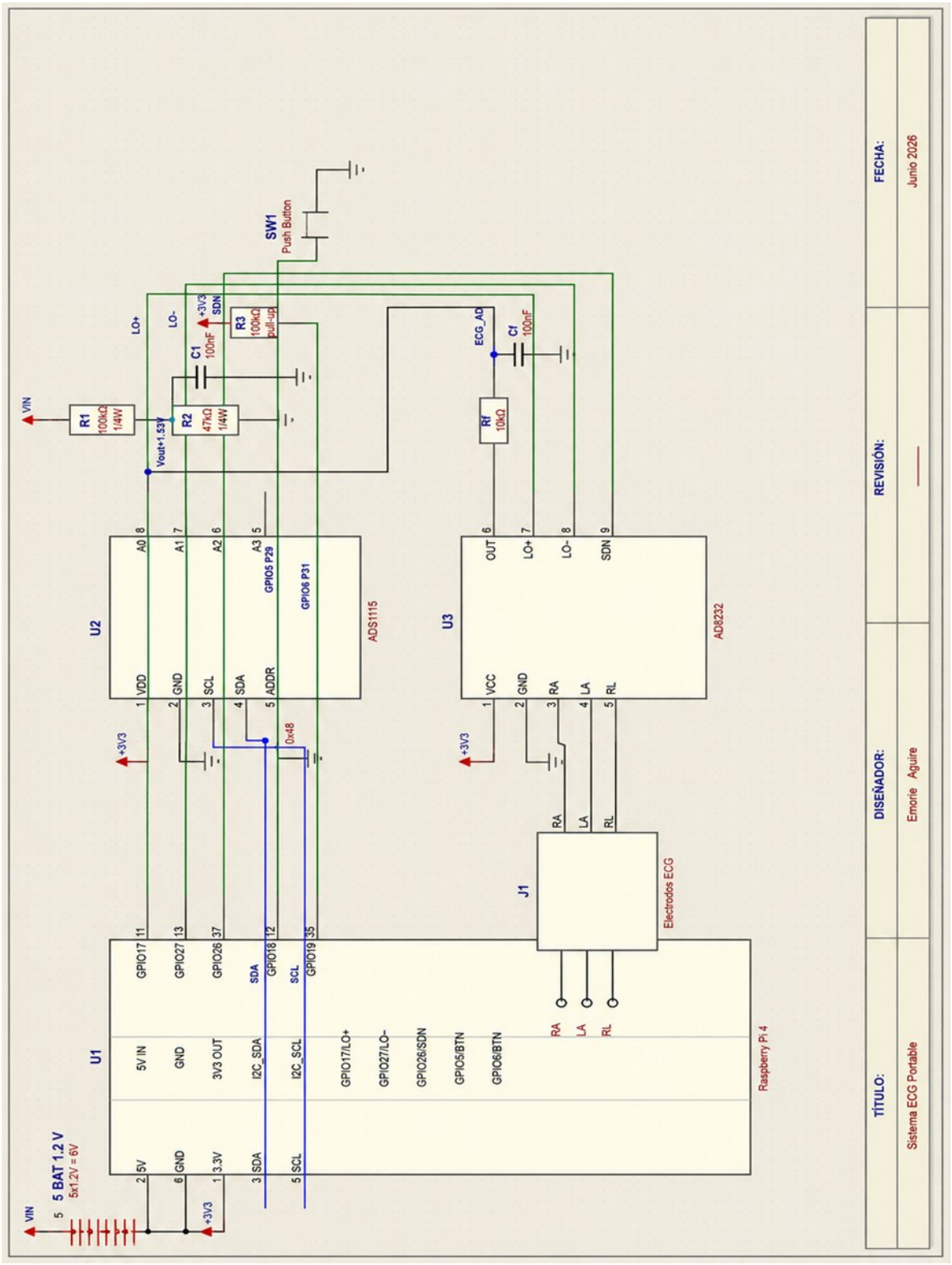
Médico General

Código MINSA N.° 83895

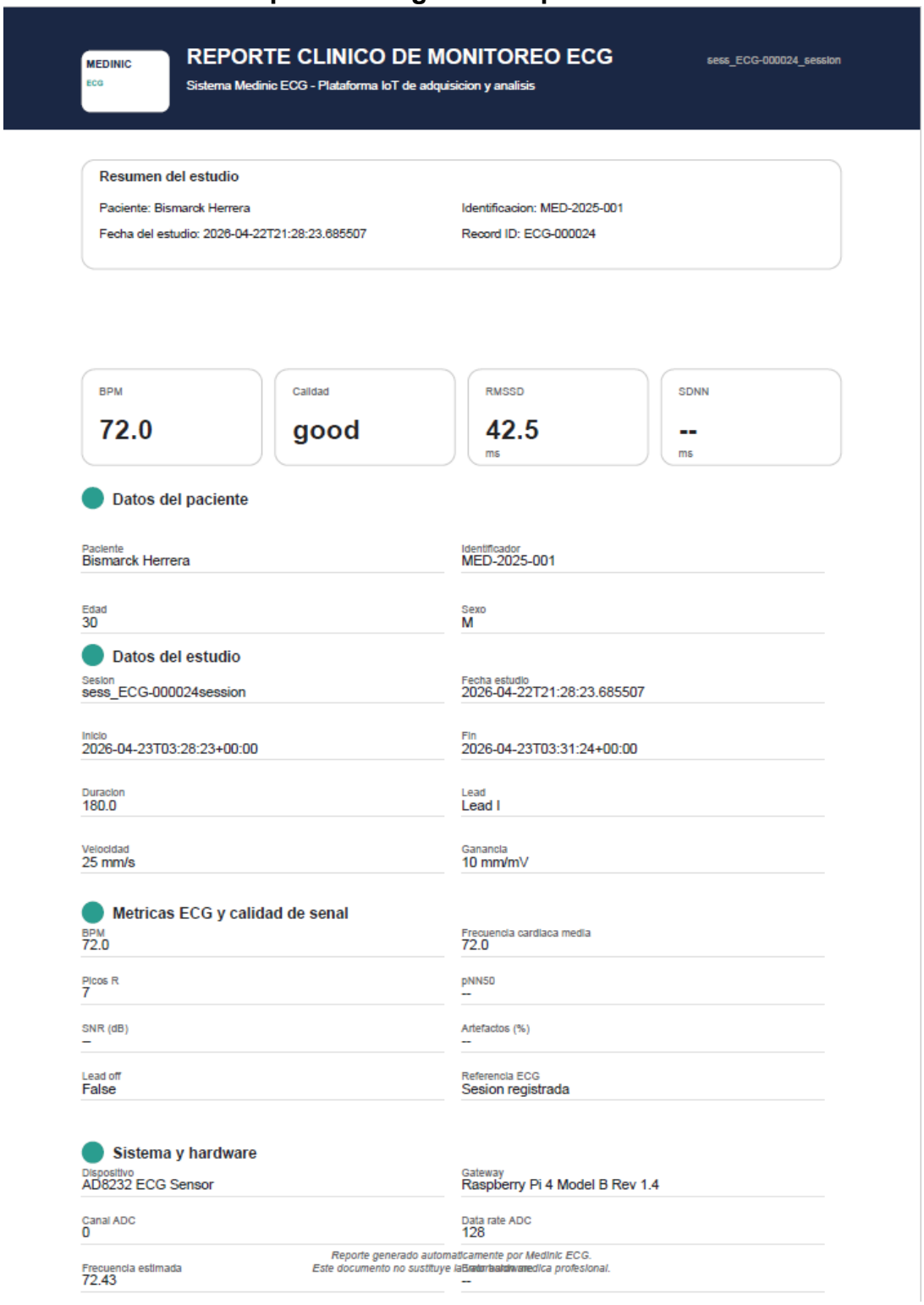
Anexo D. Evidencia fotográfica del prototipo



Anexo E. Diagrama de conexiones



Anexo F. Reporte ECG generado por el sistema



MEDINIC
ECG

REPORTE CLINICO DE MONITOREO ECG

Sistema Medinic ECG - Plataforma IoT de adquisicion y analisis

sess_ECG-000024_session

Resumen del estudio

Paciente: Bismarck Herrera
Identificacion: MED-2025-001
Fecha del estudio: 2026-04-22T21:28:23.685507
Record ID: ECG-000024

BPM	Calidad	RMSSD	SDNN
72.0	good	42.5 ms	-- ms

Datos del paciente

Paciente: Bismarck Herrera	Identificador: MED-2025-001
Edad: 30	Sexo: M

Datos del estudio

Sesion: sess_ECG-000024session	Fecha estudio: 2026-04-22T21:28:23.685507
Inicio: 2026-04-23T03:28:23+00:00	Fin: 2026-04-23T03:31:24+00:00
Duracion: 180.0	Lead: Lead I
Velocidad: 25 mm/s	Ganancia: 10 mm/mV

Metricas ECG y calidad de senal

BPM: 72.0	Frecuencia cardiaca media: 72.0
Picos R: 7	pNN50: --
SNR (dB): --	Artefactos (%): --
Lead off: False	Referencia ECG: Sesion registrada

Sistema y hardware

Dispositivo: AD8232 ECG Sensor	Gateway: Raspberry Pi 4 Model B Rev 1.4
Canal ADC: 0	Data rate ADC: 128
Frecuencia estimada: 72.43	Calidad hardware: --

Reporte generado automaticamente por Medinic ECG.
Este documento no sustituye la valoracion medica profesional.

Anexo G. Fragmentos de código relevantes

A. Configuración del convertidor analógico-digital ADS1115

El siguiente fragmento muestra la configuración del convertidor ADS1115 utilizado para la adquisición de la señal ECG mediante comunicación I2C. Se establece una frecuencia de muestreo de 250 muestras por segundo y se asignan los canales para la señal cardíaca y el monitoreo de batería.

```
ADC_DATA_RATE = 250
ADC_CHANNEL = 0
BATTERY_ADC_CHANNEL = 1

i2c = busio.I2C(board.SCL, board.SDA)
ads = ADS.ADS1115(i2c, address=0x48)
ads.gain = 1
ads.data_rate = ADC_DATA_RATE

chan = AnalogIn(ads, ADC_CHANNEL)
battery_chan = AnalogIn(ads, BATTERY_ADC_CHANNEL)
```

B. Cálculo del porcentaje de batería

Este fragmento implementa la conversión del voltaje medido por el ADC en un porcentaje de carga útil para el usuario, utilizando un divisor resistivo y límites de operación previamente definidos.

```
BATTERY_R1_OHMS = 100000.0
BATTERY_R2_OHMS = 42000.0
BATTERY_EMPTY_V = 4.4
BATTERY_FULL_V = 5.0

def read_battery_payload(chan):
    adc_voltage = float(chan.voltage)
    battery_voltage = adc_voltage * (
        BATTERY_R1_OHMS + BATTERY_R2_OHMS
    ) / BATTERY_R2_OHMS

    battery_pct = (
        (battery_voltage - BATTERY_EMPTY_V)
        / (BATTERY_FULL_V - BATTERY_EMPTY_V)
    ) * 100.0

    battery_pct = max(0.0, min(100.0, battery_pct))

    return {
        "battery_pct": round(battery_pct, 1),
        "battery_voltage_v": round(battery_voltage, 3),
        "battery_adc_voltage_v": round(adc_voltage, 4),
    }
```

C. Gestión de usuarios y roles

El sistema implementa un mecanismo de autenticación basado en usuarios y roles, permitiendo restringir determinadas funciones según el perfil asignado.

```
PASSWORD_USERS = {
    "admin": {
        "username": "admin",
        "password": "********",
        "role": "admin",
        "can_record_ecg": True,
    },
    "fernando.flores": {
        "username": "fernando.flores",
        "password": "********",
        "role": "read_only",
        "can_record_ecg": False,
    },
}
```

D. Validación de permisos para grabación

La siguiente función verifica si el usuario autenticado posee permisos para iniciar sesiones de adquisición ECG.

```
def require_record_permission(user):
    if not user.get("can_record_ecg", False):
        raise HTTPException(
            status_code=403,
            detail="Usuario de solo lectura: no puede grabar ECG ni
modificar datos.",
        )
```

E. Filtrado digital de la señal ECG

El sistema aplica un filtro Notch de 60 Hz para eliminar interferencia eléctrica y un filtro Butterworth pasa-banda para conservar únicamente las componentes relevantes del ECG.

```
def _bandpass_notch(x, fs):
    y = np.asarray(x, dtype=float)

    if fs > 130:
        b_notch, a_notch = signal.iirnotch(60.0, 30.0, fs)
        y = signal.filtfilt(b_notch, a_notch, y)

    low = 0.5
    high = min(40.0, fs * 0.45)

    b, a = signal.butter(
        3,
        [low / (fs / 2), high / (fs / 2)],
```

```
        btype="bandpass",
    )

    return signal.filtfilt(b, a, y)
```

F. Detección de picos R

La detección de complejos QRS se realiza mediante un umbral adaptativo basado en la desviación absoluta mediana (MAD), permitiendo robustez frente al ruido.

```
def _detect_r_peaks(filtered, fs):
    x = np.asarray(filtered, dtype=float)
    mad = np.median(np.abs(x - np.median(x)))
    threshold = np.median(x) + 5.0 * mad

    peaks, _ = signal.find_peaks(
        x,
        height=threshold,
        distance=int(0.3 * fs),
    )

    return peaks
```

G. Validación fisiológica de intervalos RR

El sistema descarta intervalos RR fisiológicamente imposibles antes de realizar cálculos cardíacos.

```
RR_MIN_S = 0.300
RR_MAX_S = 2.000

rr = np.diff(rpeak_times)
valid_rr = rr[(rr >= RR_MIN_S) & (rr <= RR_MAX_S)]

if len(valid_rr) > 0:
    bpm = 60.0 / np.median(valid_rr)
```

H. Cálculo del indicador RMSSD

El indicador RMSSD se calcula únicamente utilizando intervalos RR previamente validados.

```
if len(valid_rr) > 1:
    rmssd_ms = np.sqrt(np.mean(np.diff(valid_rr) ** 2)) * 1000.0
else:
    rmssd_ms = None
```

I. Comunicación en tiempo real mediante WebSocket

El backend transmite continuamente muestras ECG y métricas calculadas hacia la interfaz web utilizando WebSocket.

```
@app.websocket("/ws/ecg")
async def websocket_ecg(websocket: WebSocket):
    await websocket.accept()

    while True:
        payload = {
            "t": t2.tolist(),
            "ecg": v2_filtered.tolist(),
            "raw": raw_display.tolist(),
            "metrics": metrics,
}

        await websocket.send_json(payload)
        await asyncio.sleep(0.05)
```

J. Exportación de sesiones ECG

El sistema permite exportar una sesión completa en formato comprimido, incluyendo señales, anotaciones y gráficas generadas.

```
def build_session_export_zip_bytes(session_id):
    buffer = io.BytesIO()

    with zipfile.ZipFile(buffer, "w", zipfile.ZIP_DEFLATED) as z:
        z.write(dat_path, f"{record_id}.dat")
        z.write(hea_path, f"{record_id}.hea")
        z.write(atr_path, f"{record_id}.atr")
        z.write(json_path, f"{record_id}.json")
        z.write(clinical_png, f"{record_id}_clinical.png")
        z.write(qrs_png, f"{record_id}_qrs_zoom.png")

    buffer.seek(0)
    return buffer
```

K. Conexión del frontend con el backend

La interfaz web establece comunicación con el servidor alojado en la Raspberry Pi mediante HTTP y WebSocket.

```
const API_BASE = `http://${window.location.hostname}:8000`;
const WS_BASE = `ws://${window.location.hostname}:8000`;

const socket = new WebSocket(`${WS_BASE}/ws/ecg?api_key=${apiKey}`);
```

L. Descarga de sesiones desde la interfaz web

El usuario puede descargar una sesión completa de ECG directamente desde la aplicación.

```
const downloadSessionZip = async (sessionId: string) => {
  const response = await fetch(
    `${API_BASE}/sessions/export.zip/${sessionId}`,
    {
```

```
      headers: {
        "x-api-key": apiKey,
      },
    }
  );

  const blob = await response.blob();
  const url = window.URL.createObjectURL(blob);

  const link = document.createElement("a");
  link.href = url;
  link.download = `${sessionId}.zip`;
  document.body.appendChild(link);
  link.click();

  document.body.removeChild(link);
  window.URL.revokeObjectURL(url);
};
```