

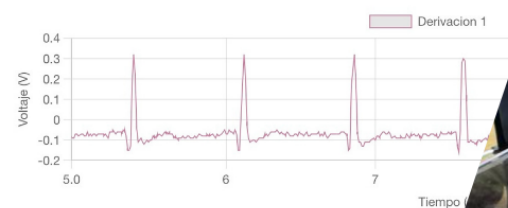
Desarrollo de un sistema de diagnóstico remoto de electrocardiograma de tres terminaciones con conectividad *wifi* y redes móviles

Christian Mauricio López Portillo

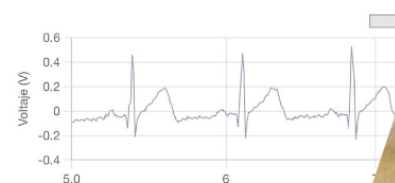
ECG - 3 Derivaciones

Descargar Datos de las Gráficas

Derivación 1



Derivación 2



Derivación 3



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



**Desarrollo de un sistema de diagnóstico remoto de
electrocardiograma de tres terminaciones con conectividad
wifi y redes móviles**

Trabajo de graduación presentado por Christian Mauricio López Portillo
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2024

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería




**Desarrollo de un sistema de diagnóstico remoto de
electrocardiograma de tres terminaciones con conectividad
wifi y redes móviles**

Trabajo de graduación presentado por Christian Mauricio López Portillo
para optar al grado académico de Licenciado en Ingeniería Biomédica

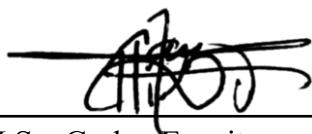
Guatemala,


2024


Vo.Bo.:

(f) 
M. Sc. Carlos Esquit

Tribunal Examinador:

(f) 
M.Sc. Carlos Esquit

(f) 
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada

(f) 
Ing. Kurt Emmanuel Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de febrero de 2025.

La elaboración de esta tesis y la decisión de estudiar Ingeniería Biomédica se origina de un impulso que trasciende el interés personal; nace de un compromiso profundo por contribuir al cambio y a la innovación en el ámbito de la salud, especialmente para aquellas personas que no tienen acceso a servicios médicos de calidad. Mi objetivo es que este proyecto incentive a otras personas a emplear sus conocimientos y habilidades para el avance y el bienestar de nuestra nación, fomentando una sociedad más equitativa y solidaria.

En primer lugar, quiero expresar mi gratitud más profunda a Dios, por ser mi guía y fuente de fortaleza en todo momento. Su presencia me ha brindado perseverancia y serenidad para superar los desafíos que han surgido en mi vida y en esta etapa académica. Sin su apoyo e inspiración, este logro no habría sido posible. A mis padres, a quienes debo más de lo que las palabras pueden expresar, les agradezco su amor incondicional, su apoyo incesante y su papel esencial como soporte en cada paso de este camino. Han sido un ejemplo de dedicación y sacrificio, y su confianza en mí ha sido el estímulo que me ha motivado a esforzarme al máximo.

También me gustaría expresar mi sincero agradecimiento al MBA Pablo Mazariegos y al Departamento de Ingeniería Biomédica, Mecatrónica y Electrónica, cuyo respaldo y dedicación fueron esenciales para la realización de este proyecto. A la Dra. Vanessa Wilma Jungbluth le expreso mi más sincero agradecimiento por su paciencia y guía constante a lo largo de todo el proceso. Mi agradecimiento también se dirige a mi asesor, el Dr.-Ing. José Andrés Leal Ordóñez, por su generosidad al compartir sus conocimientos y dedicar su tiempo, permitiendo así que este proyecto saliera adelante. Finalmente, agradezco a la Universidad del Valle de Guatemala por brindarme el espacio y los recursos necesarios para desarrollar esta investigación, así como por su compromiso en promover una educación de excelencia que impulse la innovación y el desarrollo profesional.

Prefacio	v
Lista de figuras	x
Resumen	xI
Abstract	xII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	3
3. Justificación	4
4. Objetivos	6
5. Alcance	7
6. Marco teórico	9
6.1. El corazón	9
6.1.1. Anatomía del corazón	9
6.1.2. Importancia del ciclo cardíaco	10
6.1.3. Actividad eléctrica del corazón	11
6.1.4. Principales patologías cardíacas	12
6.2. Electrocardiograma de 3 derivaciones	13
6.2.1. Principios básicos del ECG de 3 derivaciones	13
6.2.2. Colocación de electrodos y configuración de derivaciones	13
6.2.3. Ventajas y limitaciones del ECG de 3 derivaciones	14
6.3. Tecnología 4G	15
6.3.1. Introducción a las redes móviles y evolución hasta 4G	15
6.3.2. Arquitectura de la red 4G LTE	16
6.3.3. Comandos AT	16
6.3.4. Protocolos de comunicación en 4G	16
6.3.5. Acceso y cobertura	17

6.3.6.	Limitaciones y desafíos de la tecnología 4G	17
6.4.	Protocolos y tecnologías de comunicación	17
6.4.1.	Introducción a los protocolos de comunicación	17
6.4.2.	Protocolo HTTP (<i>Hypertext Transfer Protocol</i>)	18
6.4.3.	Protocolo HTTPS (<i>Hypertext Transfer Protocol Secure</i>)	19
6.4.4.	Protocolo WS (<i>WebSocket</i>)	19
6.4.5.	Protocolo WSS (<i>WebSocket Secure</i>)	20
7.	Metodología	21
7.1.	Prueba del módulo ads1256 con señales simuladas	21
7.1.1.	Conexiones del módulo ads1256 con el esp32	21
7.1.2.	Configuración del módulo ads1256	22
7.1.3.	Pruebas con señales simuladas	22
7.1.4.	Captura de pulsos cardíacos con el módulo ads1256 y sensor ad8232	23
7.1.5.	Conexión de los sensores ad8232 al módulo ads1256	24
7.1.6.	Captura de pulsos cardíacos	24
7.2.	Validación de pulsos cardíacos con el biopac	24
7.2.1.	Conexión de electrodos	24
7.3.	Conexión y envío de datos	26
7.3.1.	Constantes para la transmisión de datos y declaraciones de pines	26
7.3.2.	Conexión wi-fi o redes móviles	27
7.3.3.	Creación y configuración del servidor en digitalocean	27
7.3.4.	Creación de la página web para la visualización de datos	27
7.4.	Batería recargable	29
7.5.	Diseño de la placa pcb	30
7.6.	Diseño de un case	31
8.	Resultados	32
8.1.	Verificación de comunicación spi con señales simuladas	32
8.2.	Obtención de pulsos cardíacos	35
8.3.	Comparación del sistema con el biopac	37
8.4.	Conexión con la red 4g lte	39
8.5.	Envío de datos al servido	39
8.5.1.	Envío de datos vía redes móviles (http)	39
8.5.2.	Envío de datos a través de wi-fi (websockets ssl)	40
8.6.	Visualización de señales en la página web	40
8.7.	Validación de datos enviados	43
8.8.	Modulo de bateria recargable	44
8.9.	Mejoras de hardware	46
9.	Discusión	47
10.	Conclusiones	50
11.	Recomendaciones	51
12.	Bibliografía	52

Lista de figuras

1.	Fisiología del corazón y su flujo sanguíneo [19]	10
2.	Eventos de un ciclo cardíaco [19]	11
3.	Sistema de conducción del corazón y velocidades de conducción de las diferentes regiones del corazón [20]	12
4.	Colocación de electrodos para las derivaciones I, II y III [20]	14
5.	Evolución de las redes móviles [29]	15
6.	Porcentaje de la población con cobertura 4G [39]	17
7.	Conexión continua entre el cliente y servidor en el protocolo HTTP [47]	18
8.	Conexión continua entre el cliente y servidor con el protocolo HTTPS [50]	19
9.	Comunicación cliente-servidor con WebSockets [54]	20
10.	Conexión entre el ADS1256 y el ESP32	22
11.	Conexiones para la obtención de señales simuladas	23
12.	Conexión de los sensores AD8232 con el ADS1256 y el ESP	24
13.	Posicionamiento para la toma de pulsos cardíacos	25
14.	Conexiones de electrodos en sujetos de prueba a) Conexión de los electrodos con el biopac para las derivaciones I (RA-LA) y III (LA-LL), b) Conexiones de los electrodos para los módulos AD8232 para las derivaciones I y III	26
15.	Diagrama de flujo sobre la creación y configuración de un servidor en DigitalOcean	28
16.	Diagrama de flujo reacción de la página web para la visualización de los datos del ECG	29
17.	Diseño de la placa PCB que integra los módulos ADS1256, sensores AD8232, ESP32 y el módulo SIM7600G-H, mostrando el ruteo de trazas y disposición de componentes optimizados para mejorar la integridad de la señal y reducir el ruido	31
18.	Comparación de señales senoidales de 1 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio	33
19.	Comparación de señales cuadradas de 1 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.	33

20.	Comparación de señales senoidales de 10 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.	34
21.	Comparación de señales cuadradas de 10 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.	34
22.	Comparación de señales cuadradas de 100 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.	35
23.	Comparación de señales senoidales de 100 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.	35
24.	Derivación I capturada usando el módulo ADS1256 y el sensor AD8232	36
25.	Señales correspondientes a las derivaciones I, II y III obtenidas mediante dos sensores AD8232. La derivación II se calculó aplicando la ley de Einthoven. Se presentan las siguientes señales: A) Derivación I del sujeto de prueba B) Derivación II del sujeto de prueba C) Derivación III del sujeto de prueba. . .	36
26.	Señales ECG capturadas para el Sujeto 1 en las derivaciones I, II y III, obtenidas simultáneamente con el A) sistema Biopac y B) el sistema desarrollado	37
27.	Señales ECG capturadas para el Sujeto 2 en las derivaciones I, II y III, obtenidas simultáneamente con el A) sistema Biopac y B) el sistema desarrollado	38
28.	Proceso de conexión utilizando el módulo SIM7600G-H para establecer una conexión a la red móvil 4G LTE	39
29.	Salida del servidor al recibir solicitudes HTTP con los datos de las derivaciones I, II y III del ECG	40
30.	Salida del servidor al recibir y retransmitir los datos a través de una conexión WebSocket SSL	40
31.	Visualización de las señales ECG correspondientes a las derivaciones estándar del electrocardiograma. (A) Derivación I, (B) Derivación II y (C) Derivación III. Capturadas y enviadas mediante redes móviles utilizando el protocolo HTTP para su visualización en una página web.	41
32.	Visualización de las señales ECG correspondientes a las derivaciones estándar del electrocardiograma. (A) Derivación I, (B) Derivación II y (C) Derivación III. Capturadas y enviadas mediante Wi-Fi utilizando el protocolo WebSockets para su visualización en una página web	42
33.	A) Señales ECG correspondientes al envío de las derivaciones I, II y III por medio de redes móviles, capturadas en el csv desde la pagina, B) Señales ECG correspondientes a las derivaciones I,II y III capturadas por el biopack. . . .	43
34.	A)Señales ECG correspondientes al envío de las derivaciones I, II y III por medio de redes móviles, capturadas en el csv desde la pagina, B) Señales ECG correspondientes a las derivaciones I,II y III capturadas por el biopack. . . .	44
35.	Medición de voltaje en el sistema de alimentación durante su operación, registrando una salida estable de 5.10 V	45
36.	Gráfica comparativa de tiempos de carga y descarga del módulo de batería recargable.	45

37.	Vista de la PCB diseñada para la interconexión de todos los componentes. (A) Capa superior, donde se encuentran montados los módulos y componentes electrónicos. (B) Capa inferior, mostrando el diseño de las pistas de conexión	46
38.	Dispositivo de monitoreo cardíaco en un case de acrílico	46

En Guatemala, más del 40% de la población no tiene acceso a los servicios de salud privados y depende únicamente de los hospitales y centros de atención públicos. Esto provoca que los servicios de atención pública tengan exceso de pacientes, dando como resultado una incapacidad para atender a todos de manera óptima. Las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muertes en el país; frecuentemente estas no se diagnostican a tiempo, lo que causa que las muertes aumenten. La detección temprana de problemas cardiovasculares mediante herramientas como el electrocardiograma (ECG) es fundamental para reducir el riesgo de mortalidad. En Guatemala, especialmente en las zonas rurales, un ECG de tres derivaciones es necesario debido a su costo accesible y a la posibilidad de un diagnóstico temprano.

La finalidad de este proyecto es el desarrollo de un sistema ECG de tres derivaciones con capacidad de transmisión inalámbrica de datos hacia una página web, facilitando el monitoreo remoto de la salud. El sistema se compone de dos módulos de medición de ECG de bajo costo, un microcontrolador con conectividad *wifi*, un módulo para conectividad a redes móviles y un sistema de alimentación recargable, diseñado para operar de manera continua. Se han implementado y validado protocolos de comunicación HTTP y WebSockets para la transmisión de datos mediante redes *wifi* y móviles, asegurando la estabilidad y precisión de las señales. Comparaciones con sistemas clínicos, como el Biopac MP36, demuestran la precisión del dispositivo, permitiendo que un profesional médico observe en tiempo real los datos del ECG y monitoree el ritmo cardíaco del paciente desde cualquier ubicación, contribuyendo así al avance de la telemedicina.

In Guatemala, more than 40% of the population lacks access to private healthcare services and relies solely on public hospitals and care centers. This leads to an overflow of patients in public healthcare services, resulting in an inability to provide optimal care for all patients. Cardiovascular diseases are the leading cause of death in the country; these conditions are often not diagnosed in time, causing mortality rates to increase. Early detection of cardiovascular issues through tools like the electrocardiogram (ECG) is essential to reduce mortality risk. In Guatemala, particularly in rural areas, a 3-lead ECG is necessary due to its affordability and the potential for early diagnosis.

The purpose of this project is to develop a three-lead electrocardiogram (ECG) system with wireless data transmission capabilities to a webpage, facilitating remote health monitoring. The system consists of two low-cost ECG measurement modules, a microcontroller with Wi-Fi connectivity, a module for mobile network connectivity, and a rechargeable power system designed for continuous operation. HTTP and WebSockets communication protocols have been implemented and validated for data transmission via Wi-Fi and mobile networks, ensuring the stability and accuracy of the signals. Comparisons with clinical systems, such as the Biopac MP36, demonstrate the device's accuracy, allowing a medical professional to observe ECG data in real-time and monitor the patient's heart rhythm from any location, thus contributing to the advancement of telemedicine.

En Guatemala, las afecciones cardiovasculares representan una de las principales causas de mortalidad, particularmente en regiones rurales donde la disponibilidad de servicios médicos es restringida. La identificación temprana de problemas cardíacos es fundamental para evitar complicaciones severas y salvar vidas. Sin embargo, un número considerable de guatemaltecos carece de acceso a servicios de salud privados y se apoya en un sistema de salud público que afronta persistentes retos en términos de infraestructura y cobertura. En este contexto, la implementación de tecnologías de telemedicina, tales como el electrocardiograma (ECG) de tres derivaciones con conectividad inalámbrica, emerge como una estrategia innovadora para la supervisión a distancia de la salud cardíaca.

Este proyecto tiene como objetivo desarrollar un sistema de electrocardiograma de tres derivaciones que facilite la transmisión de datos mediante redes *wifi* y dispositivos móviles hacia una plataforma web, lo que permitirá una supervisión por parte de profesionales de la salud. Este sistema se compone de módulos de bajo costo destinados a la recolección de datos de electrocardiograma (ECG), un microcontrolador con conectividad *wifi*, un módulo de conectividad móvil, sensores de pulso cardíaco y una batería recargable para garantizar una operación continua e independiente.

A través de la implementación de protocolos de comunicación seguros y eficaces, el sistema capturará señales cardíacas, facilitando su aplicación en contextos rurales y zonas de acceso complicado. La implementación de esta tecnología tiene como objetivo potenciar la capacidad de diagnóstico y monitorización de afecciones cardíacas en Guatemala, fomentando el progreso de la telemedicina y promoviendo la equidad en el acceso a servicios de salud en la nación.

Este documento está estructurado en varios capítulos. En el Capítulo 2, se presentan los antecedentes del problema y se revisan trabajos previos relacionados. En el Capítulo 3, se justifica la necesidad del estudio y se expone su relevancia. En el Capítulo 4, se establecen los objetivos generales y específicos del proyecto. En el Capítulo 5, se define el alcance del sistema desarrollado. El Capítulo 6 proporciona el marco teórico necesario para comprender los conceptos clave, incluyendo el funcionamiento del corazón, la electrocardiografía y las tec-

nologías de comunicación utilizadas. En el Capítulo 7, se describe la metodología empleada para la implementación y pruebas del sistema. En el Capítulo 8, se presentan los resultados obtenidos, seguidos de un análisis y discusión en el Capítulo 9. Finalmente, el documento cierra con las Conclusiones y Recomendaciones en los Capítulos 10 y 11, respectivamente, y se incluyen referencias bibliográficas para complementar la información.

La constante evolución de la tecnología ha transformado significativamente la forma en que se aborda el diagnóstico clínico, especialmente en situaciones remotas. La integración de dispositivos médicos con conectividad inalámbrica en este contexto ha emergido como una herramienta crucial para la monitorización y evaluación de pacientes a distancia. La necesidad de tecnologías de diagnóstico clínico portátiles, accesibles y de bajo costo es evidente, especialmente en Guatemala, que cuenta con un sistema de salud inestable [1].

Un gran número de empresas y grupos de investigación a nivel mundial ha desarrollado dispositivos similares para monitorear signos vitales de forma remota. Por ejemplo, Sotera Wireless ha desarrollado el proyecto “ViSi Mobile”, un sistema de monitoreo continuo que combina la presión arterial, la frecuencia cardíaca, la oximetría de pulso, la temperatura y el ECG [2]. El dispositivo "VitalPatch" de VitalConnect también es una herramienta pequeña y útil que puede monitorizar el ECG, la frecuencia respiratoria, la temperatura corporal y la actividad física en tiempo real a través de la conexión Bluetooth [3]. En trabajos previos, se logró un avance significativo al crear un electrocardiograma con conectividad *wifi*. Esta innovación permitió la transmisión inmediata de datos cardíacos a través de redes inalámbricas, lo que facilitó el monitoreo remoto de pacientes en tiempo real [4].

Además, el Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social (MSPAS), junto con la Organización Panamericana de la Salud/Organización Mundial de la Salud (OPS/OMS), ha inaugurado las primeras redes de telemedicina en tiempo real, conformadas por cuatro teleclínicas y dos estaciones médicas que brindarán atención a comunidades de los municipios Cotzal en Ixil, Quiché, y Comitancillo, Concepción Tutuapa y Tejutla en San Marcos[5].

La situación de la salud en Guatemala es un problema de gran envergadura que va más allá de las limitaciones geográficas y se enfrenta a una serie de desafíos complejos que tienen un impacto desigual y en ocasiones devastador en la población [1], [6], [7]. La principal preocupación radica en la persistente inestabilidad del sistema de salud, que se ve agravada por la notable disparidad en la distribución de los recursos médicos. Esta disparidad es más evidente en las áreas rurales y comunidades marginadas, donde la atención médica de alta calidad es un lujo al que pocos pueden acceder[1], [8].

La pandemia de COVID-19 ha empeorado aún más las disparidades en el acceso a la atención médica en Guatemala, lo que provoca que se requieran soluciones innovadoras que puedan adaptarse a las condiciones y las limitaciones infraestructurales del sistema de salud del país[9]. Un informe reciente indica que la pandemia ha empeorado estas disparidades en toda la región, con las comunidades rurales y marginadas siendo las más afectadas[6]. El desplazamiento de la población hacia los centros de atención médica se ve obstaculizado por la geografía montañosa del país, con sus cadenas montañosas y terrenos accidentados, además de la falta de infraestructura adecuada agrava este problema, lo que limita aún más la capacidad de las comunidades para acceder a servicios médicos básicos y especializados[7], [10]. En estas circunstancias, una gran parte de la población enfrenta grandes desafíos para recibir atención médica adecuada y oportuna cuando más la necesita.

Más del 46.9% de la población guatemalteca vive en áreas rurales con acceso limitado o, en muchos casos, prácticamente inexistente a los servicios de salud, según los datos proporcionados por World Bank Open Data en 2023 [11]. En comparación con otros países de América Latina, la falta de acceso tiene efectos significativos y evidentes, como lo demuestran las elevadas tasas de mortalidad materna e infantil [8]. Estas estadísticas demuestran la urgencia de mejorar los servicios de salud y la infraestructura en todo el país.

La tecnología médica emergente puede cambiar la atención médica en Guatemala. La telemedicina y la monitorización remota de signos vitales tienen un gran potencial para superar las barreras geográficas e infraestructurales que impiden el acceso a la atención médica[12], [13]. Un estudio de 2021 encontró que estas tecnologías tienen el potencial de

mejorar significativamente el acceso a la atención médica y aliviar la carga que recae sobre los sistemas de salud en países en desarrollo como Guatemala[12].

Por medio de la telemedicina es posible realizar una variedad de mediciones importantes para la salud. Como la temperatura corporal, los niveles de glucosa en la sangre, la presión arterial y saturación de oxígeno[14]. Sin embargo una de las aplicaciones más destacadas dentro de la telemedicina es el electrocardiograma (ECG), esto debido a que es una herramienta esencial para la monitorización de la salud cardiovascular, su capacidad de detectar isquemia, arritmia y otros problemas cardíacos ayuda a prevenir complicaciones más severas[15].

En un país en desarrollo como es Guatemala donde el acceso a cardiólogos es limitado, el uso de un ECG con conectividad *wifi* permite que los médicos puedan realizar evaluaciones precisas en zonas remotas del país. Con esto se reduciría la necesidad de traslados urgentes a centros de salud, lo que puede significar menos costoso para los pacientes y el sistema de salud público. El electrocardiograma con 3 terminaciones, se presenta como una respuesta a esta necesidad urgente de innovación en la atención médica en Guatemala. Al proporcionar una herramienta fácil y efectiva para el monitoreo continuo de la actividad cardíaca del paciente para la detección rápida de arritmias y otros problemas cardíacos[16]. Además, tener estas terminaciones permite a los médicos tomar decisiones críticas sobre el tratamiento que necesita el paciente, sin necesidad de la complejidad y costo de un ECG con 12 terminaciones[16]. Por lo que este proyecto tiene el potencial de mejorar los servicios médicos en Guatemala. Esto permitirá a los profesionales de la salud detectar y tratar enfermedades de manera más rápida y eficiente, incluso en entornos con recursos limitados.

Esta iniciativa no solo representa un importante avance tecnológico, sino también un paso significativo hacia la igualdad en la atención médica en Guatemala. Al permitir el acceso a diagnósticos y tratamientos precisos a través de tecnologías innovadoras, se abre la posibilidad de salvar vidas y mejorar la calidad de vida de miles de personas que de otro modo no tendrían acceso a una atención médica adecuada.

Objetivo general

Mejorar y validar un sistema de medición de electrocardiograma (ECG) con 3 derivaciones, asegurando una transmisión de datos inalámbrica con protocolos seguros y confiables a una página web vía wifi y redes móviles.

Objetivos específicos

- Establecer comunicación entre el módulo de obtención de datos analógicos de 16 bits y el microcontrolador ESP32.
- Observar los pulsos cardíacos a través de tres distintos sensores para cada terminación cardíaca.
- Implementar una batería recargable que alimente de manera segura a todos los componentes del sistema.
- Realizar mejoras de hardware buscando la reducción de espacio sin comprometer la eficiencia del sistema.

Este proyecto se enfoca en el desarrollo, implementación y validación de un sistema de electrocardiograma (ECG) de tres derivaciones con capacidad de transmisión inalámbrica, diseñado para facilitar el monitoreo cardíaco remoto mediante una página web. El proyecto abarca tanto el diseño del hardware como la implementación del software necesarios para la captura, procesamiento y transmisión de señales de ECG, mediante el uso de un microcontrolador ESP32, sensores AD8232 y un módulo para redes móviles, todos integrados en una PCB alojada en un case de acrílico fabricado a medida.

La transmisión de datos se llevará a cabo a través de dos técnicas: *wifi* y redes móviles. Para la transmisión por *wifi*, se utilizará el protocolo WebSocket SSL, garantizando una comunicación rápida y segura que permite una visualización con una mínima latencia. En cambio, la transmisión a través de redes móviles utilizará el protocolo HTTP, lo que impone ciertas restricciones en cuanto a seguridad y velocidad. Este protocolo, aunque funcional, presenta un retraso en la visualización de las señales debido a la latencia inherente del protocolo y de las redes móviles, lo que afecta la velocidad de transmisión en comparación con la conexión *wifi*.

Adicionalmente, se desarrollará una página web que facilitará la visualización de los datos de electrocardiograma, alojada en un servidor seguro y diseñada para optimizar la interpretación de las señales por parte de profesionales de la salud. Esta página web recibirá los datos enviados desde el microcontrolador y los desplegará en una interfaz gráfica clara y accesible. Se llevarán a cabo evaluaciones meticulosas del sistema, que abarcan la verificación del funcionamiento con pruebas a sujetos de prueba, con el objetivo de asegurar la exactitud de los datos y la confiabilidad del sistema. Las evaluaciones también incluirán una comparación con el Biopac MP36 para evaluar la eficacia del dispositivo en el monitoreo de la actividad cardíaca.

Este proyecto está limitado a la captura de señales de electrocardiograma de tres derivaciones, lo que limita su alcance al monitoreo básico del ritmo y frecuencia cardíaca, sin ofrecer la cobertura completa de un ECG de 12 derivaciones. Adicionalmente, la duración de operación estará condicionada por la capacidad de la batería incorporada y la disponibi-

lidad de redes de comunicación (*wifi* o móviles) determinará la funcionalidad de transmisión remota. En conjunto, el objetivo de este proyecto es evidenciar la factibilidad de un sistema de monitoreo cardíaco con potenciales aplicaciones en el ámbito de la telemedicina, especialmente en regiones con recursos e infraestructura limitados.

6.1. El corazón

6.1.1. Anatomía del corazón

El corazón es un órgano muscular ubicado en el centro de la cavidad torácica, detrás del esternón y entre los pulmones. Desempeña un papel de bomba en la circulación sanguínea [17]. Se compone de cuatro cámaras: dos aurículas (cámaras superiores) y dos ventrículos (cámaras inferiores), las cuales facilitan la circulación sanguínea de manera unidireccional mediante la intervención de válvulas específicas (Figura 1). Las válvulas auriculoventriculares (tricúspide y mitral) y las válvulas semilunares (pulmonar y aórtica) se abren y cierran en sincronía con las contracciones del corazón. Este proceso evita el reflujo sanguíneo y garantiza un flujo ordenado [17].

La función de cada cámara y válvula ha sido ampliamente estudiada a lo largo de los años. El ventrículo izquierdo desempeña un papel fundamental en la generación de la presión requerida para que la sangre oxigenada circule a través del sistema arterial sistémico [18]. Este rol se complementa con el papel del ventrículo derecho, que dirige la sangre hacia los pulmones mediante la arteria pulmonar para su oxigenación.

Cada aurícula recibe sangre a baja presión y luego la transfiere a los ventrículos, que posteriormente la expulsan hacia la circulación sistémica y pulmonar. Esta anatomía particular permite un ciclo de circulación bidireccional, con una bomba derecha y una izquierda, manteniendo la separación de la sangre no oxigenada y la sangre oxigenada [18].

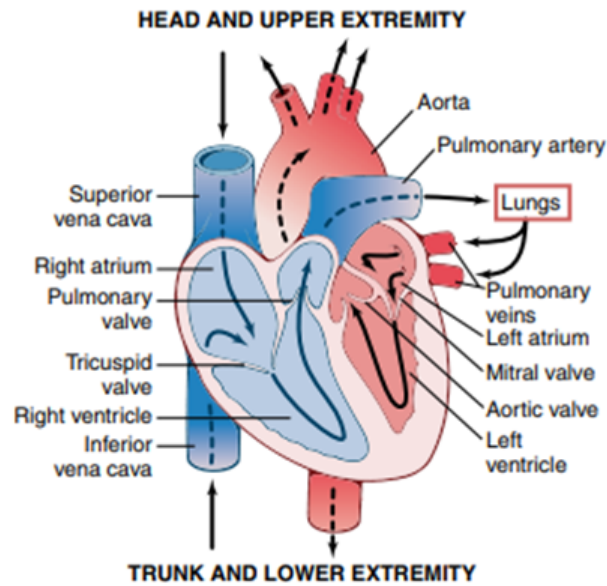


Figura 1: Fisiología del corazón y su flujo sanguíneo [19]

6.1.2. Importancia del ciclo cardíaco

El ciclo cardíaco se caracteriza como la serie de acontecimientos eléctricos y mecánicos que tienen lugar desde el inicio de una contracción hasta el comienzo de la siguiente. Este ciclo se compone de dos etapas fundamentales: la sístole (etapa de contracción) y la diástole (etapa de relajación) [17].

Durante la sístole, los ventrículos se contraen y expulsan sangre hacia la circulación pulmonar y sistémica. Además, en el transcurso de la diástole, los ventrículos experimentan una relajación y se cargan nuevamente de sangre proveniente de las aurículas. La sincronización entre estas fases garantiza un flujo sanguíneo ininterrumpido y eficaz. Cualquier perturbación en este ciclo puede influir negativamente en el funcionamiento del sistema circulatorio [20].

La relevancia del ciclo cardíaco reside en su exactitud y en su papel de facilitar la adaptación del flujo sanguíneo en función de las demandas del organismo. En la sístole, los ventrículos se contraen y expulsan la sangre hacia el sistema circulatorio y pulmonar; en cambio, en la diástole, los ventrículos se relajan y se llenan de sangre procedente de las aurículas. Esta secuencia asegura un flujo de sangre eficaz y constante, crucial para preservar la homeostasis del organismo (Figura 2).

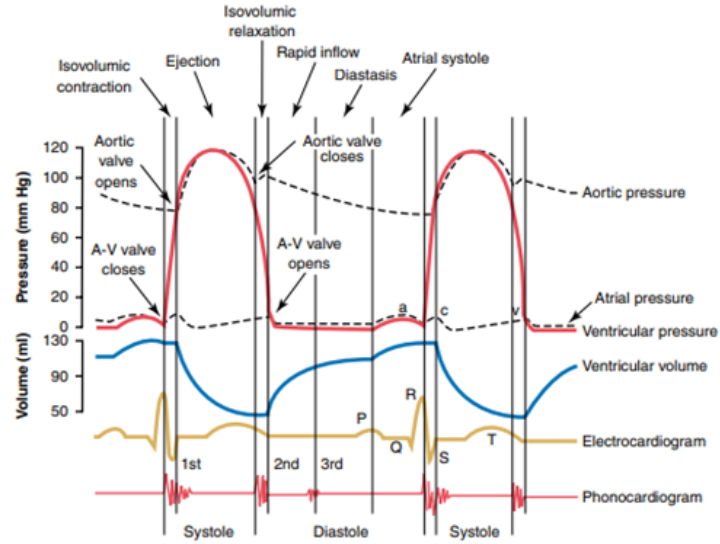


Figura 2: Eventos de un ciclo cardíaco [19]

6.1.3. Actividad eléctrica del corazón

La actividad eléctrica se refiere al procedimiento por el cual se generan y producen impulsos eléctricos que provocan la contracción muscular en una secuencia sistemática. Este procedimiento se inicia en el nodo sinoauricular (SA), una estructura especializada situada en la aurícula derecha que desempeña el papel de marcapasos natural del corazón. El impulso eléctrico se propaga a través de las aurículas hasta alcanzar el nodo auriculoventricular (AV). A partir de este punto, se propaga hacia los ventrículos a través del haz de His y sus ramas, terminando en las fibras de Purkinje, que distribuyen el impulso eléctrico a lo largo de todo el tejido ventricular [17].

Este mecanismo de conducción garantiza que las aurículas se contraigan antes que los ventrículos, facilitando un llenado eficaz de las cavidades venosas. La corriente eléctrica surge en el nodo sinoauricular (SA) y se extiende por las aurículas hasta el nodo auriculoventricular (AV). Desde ese lugar, el impulso se desplaza a través del haz de His y las fibras de Purkinje, distribuyéndose por todo el tejido ventricular. Se ha demostrado que esta secuencia es crucial para optimizar el rendimiento del corazón y minimizar el consumo de oxígeno del tejido cardíaco [19] (Figura 3).

Un elemento esencial de la actividad eléctrica es su habilidad de autorregulación, denominada automatismo, que permite al corazón la generación de sus propios impulsos sin requerir estímulos externos. La frecuencia de estos impulsos es regulada por el sistema nervioso autónomo: el sistema simpático incrementa la frecuencia cardíaca en circunstancias de estrés o actividad física, mientras que el sistema parasimpático la reduce durante el reposo [20].

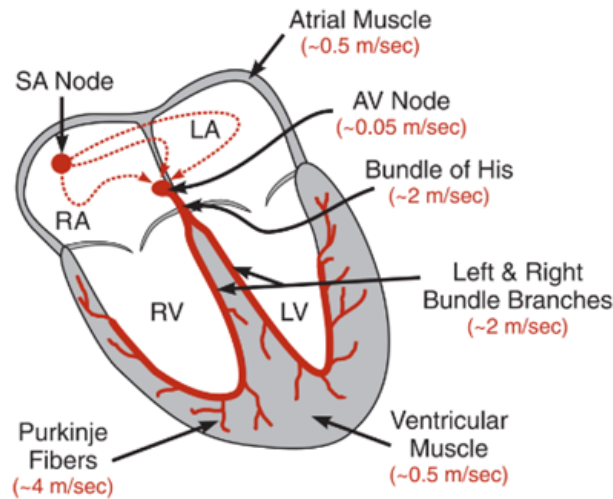


Figura 3: Sistema de conducción del corazón y velocidades de conducción de las diferentes regiones del corazón [20]

6.1.4. Principales patologías cardíacas

Las patologías cardiovasculares comprometen la estructura y funcionalidad del corazón, constituyendo una de las principales causas de mortalidad a nivel mundial [21]. Las patologías cardíacas más comunes son:

- Enfermedad arterial coronaria (EAC): se trata de una afección caracterizada por el estrechamiento de las arterias coronarias que suministran sangre al músculo cardíaco, debido a la acumulación de placa. Esta obstrucción puede reducir el flujo de sangre, provocando angina de pecho o, en situaciones severas, un infarto de miocardio. La literatura destaca que la EAC es una de las principales causas de insuficiencia cardíaca y mortalidad en el mundo [17], [22].
- Insuficiencia cardíaca: esta patología se distingue por la incapacidad del corazón para bombear una cantidad de sangre adecuada para satisfacer las demandas del organismo. Los factores etiológicos de la insuficiencia cardíaca comprenden infartos previos, hipertensión y enfermedades de las válvulas cardíacas. La insuficiencia cardíaca afecta negativamente la calidad de vida de los pacientes, pudiendo resultar en complicaciones severas [18], [23].
- Arritmias: son trastornos en el ritmo cardíaco que pueden abarcar desde palpitaciones inofensivas hasta condiciones potencialmente letales como la fibrilación auricular y la fibrilación ventricular. Las arritmias pueden originarse por problemas en el sistema de conducción del corazón. En situaciones severas requieren intervenciones médicas como marcapasos o desfibriladores [20], [24].
- Cardiomiopatías: es una categoría de patologías que impactan el músculo cardíaco, resultando en su rigidez o engrosamiento, obstaculizando la habilidad del corazón para bombear sangre. Entre las más comunes se encuentran la cardiomiopatía dilatada y la hipertrofia miocárdica [18], [25].

6.2. Electrocardiograma de 3 derivaciones

6.2.1. Principios básicos del ECG de 3 derivaciones

El electrocardiograma (ECG) es una técnica que permite el registro de la actividad eléctrica del corazón mediante electrodos situados en puntos específicos del cuerpo [17]. Esta actividad se representa a través de ondas que muestran los impulsos eléctricos que provocan la contracción y relajación del músculo cardíaco. El electrocardiograma de 3 derivaciones, una versión reducida del electrocardiograma de 12 derivaciones, se emplea frecuentemente para el monitoreo de la frecuencia cardíaca y del ritmo básico, dado que suministra la información indispensable para identificar anomalías en la actividad eléctrica sin requerir una configuración exhaustiva [19].

En comparación con los sistemas de 12 derivaciones, que ofrecen una perspectiva detallada del corazón desde múltiples ángulos, el ECG de 3 derivaciones está orientado hacia un monitoreo continuo y menos invasivo, siendo idóneo para dispositivos portátiles y aplicaciones de telemetría [20]. Esta configuración permite obtener una visualización básica pero funcional de la actividad eléctrica y se emplea frecuentemente en contextos como ambulancias, unidades de cuidados intensivos y dispositivos personales de monitoreo [18].

6.2.2. Colocación de electrodos y configuración de derivaciones

La configuración de un electrocardiograma de 3 derivaciones implica la colocación de electrodos en los brazos y en la pierna izquierda. En general, un electrodo se coloca en el brazo derecho (RA), otro en el brazo izquierdo (LA) y un tercero en la pierna izquierda (LL). A partir de estos puntos se obtienen las 3 derivaciones principales: I, II y III [20] (Figura 4).

- Derivación I: mide la diferencia de potencial entre el brazo derecho (RA) y el brazo izquierdo (LA).
- Derivación II: mide la diferencia de potencial entre el brazo derecho (RA) y la pierna izquierda (LL).
- Derivación III: mide la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (LA) y la pierna izquierda (LL).

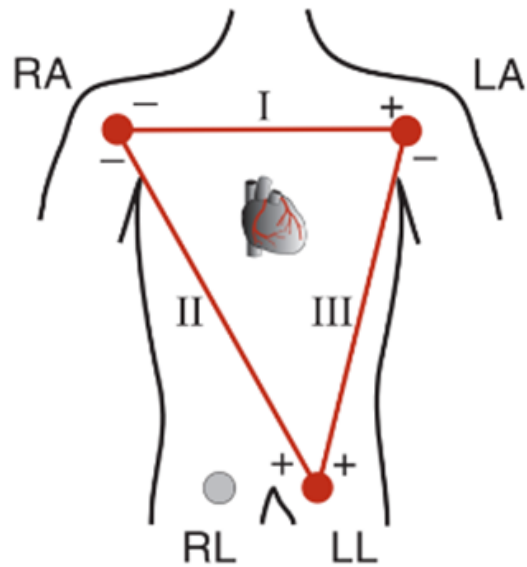


Figura 4: Colocación de electrodos para las derivaciones I, II y III [20]

La disposición de electrodos se conoce como “triángulo de Einthoven” en reconocimiento al fisiólogo Willem Einthoven, quien estableció los fundamentos para la interpretación del electrocardiograma. La ley de Einthoven postula que la suma de potenciales presentes en las derivaciones I y III es equivalente al potencial eléctrico en la derivación II, lo que facilita la computación de derivaciones adicionales en caso de ser necesario [22]. Este enfoque simplificado facilita la supervisión eficaz de los impulsos eléctricos principales con un mínimo de electrodos, lo que resulta óptimo para aplicaciones portátiles y sistemas de telemetría [23].

6.2.3. Ventajas y limitaciones del ECG de 3 derivaciones

El electrocardiograma de 3 derivaciones presenta múltiples beneficios en comparación con las configuraciones de mayor complejidad. Dentro de sus principales ventajas se destacan la sencillez, la reducción de costos y la facilidad de manejo, particularmente en aparatos portátiles. Estas propiedades lo hacen ideal para aplicaciones donde la comodidad del paciente y la eficiencia en la configuración son prioritarias, como en contextos ambulatorios o de emergencia [18]. Además, dado que se emplean pocos electrodos, se favorece la movilidad y la comodidad del paciente, facilitando un monitoreo más constante sin incomodidad [26].

Sin embargo, esta configuración presenta ciertas limitaciones. El ECG de 3 derivaciones, al no ofrecer la visión múltiple del corazón que proporcionan los ECG de 12 derivaciones, puede obviar ciertas anomalías complejas, como la isquemia silente en determinadas zonas del miocardio o los bloqueos de rama, que requieren una cobertura más completa del corazón [27]. Así, si bien el ECG de 3 derivaciones es suficiente para un monitoreo básico y detección de ritmo, no puede sustituir a un electrocardiograma de 12 derivaciones en diagnósticos detallados [24].

6.3. Tecnología 4G

6.3.1. Introducción a las redes móviles y evolución hasta 4G

Las redes móviles han experimentado una transformación significativa desde su origen, evolucionando desde 1G, la primera generación de comunicación móvil analógica, hasta la tecnología 4G y su subsiguiente transición hacia 5G [27]. Las redes de cuarta generación, comúnmente denominadas 4G, y en particular la tecnología *Long Term Evolution* (LTE), representan una transformación notable en lo que respecta a velocidad, capacidad y fiabilidad en la transmisión de información (Figura 5). La tecnología LTE fue diseñada para alcanzar velocidades de transferencia de hasta 100 Mbps para usuarios móviles y 1 Gbps para usuarios estacionarios, con una latencia que no supera los 10 ms. Esto permite una mejora significativa en las experiencias de usuario en aplicaciones que demandan una alta velocidad de datos [28].

Conforme aumentaron las demandas de transmisión de datos y el uso de dispositivos móviles, la tecnología LTE se estableció como el estándar de 4G debido a su estructura de datos basada en paquetes, que sustituyó el sistema de conmutación de circuitos de generaciones anteriores. Este cambio facilitó una mayor eficiencia en la transmisión de datos y optimizó la capacidad para servicios de transmisión en tiempo real, tales como videoconferencias y monitoreo remoto [27].

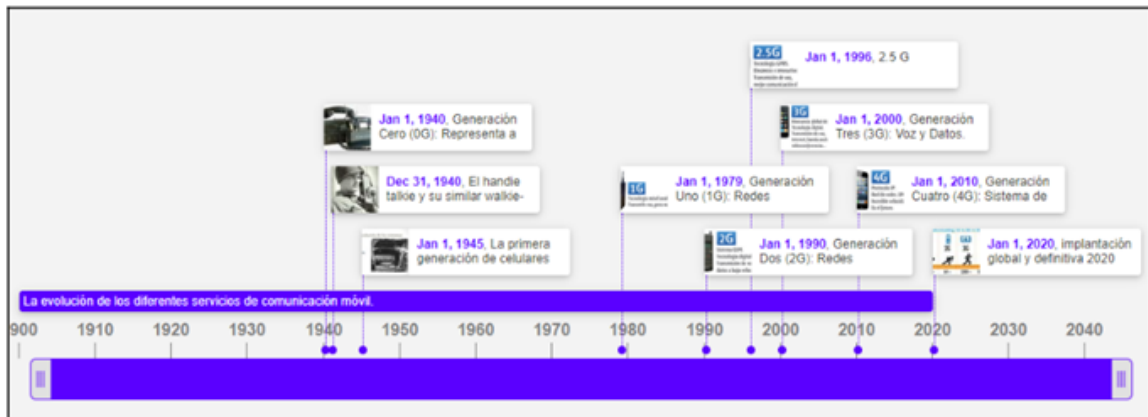


Figura 5: Evolución de las redes móviles [29]

6.3.2. Arquitectura de la red 4G LTE

La arquitectura de una red 4G LTE se basa en dos elementos fundamentales: el Node B Evolved (eNodeB) y el Packet Core Evolved (EPC). El componente eNodeB es responsable de gestionar la comunicación radiofónica con los dispositivos móviles, facilitando una conectividad de alta velocidad entre los dispositivos y la red [30]. Además, el EPC gestiona funciones clave como la autenticación, el tráfico de datos y la conexión con otras redes (como internet), garantizando así una conectividad ininterrumpida y de alta calidad [31].

La comunicación en la arquitectura 4G se fundamenta en el principio de conmutación de paquetes, lo que posibilita la transmisión unificada de todos los datos, eliminando la necesidad de circuitos específicos para la voz, como sucedía en generaciones anteriores [32]. La arquitectura *all IP* constituye uno de los atributos distintivos de la tecnología 4G, dado que proporciona una mayor flexibilidad y eficiencia en la transmisión de datos y servicio de voz a través de la tecnología *Voice over IP* (VoIP) y *Voice over LTE* (VoLTE) [33].

6.3.3. Comandos AT

Los comandos AT (*attention command*) son instrucciones codificadas que conforman un lenguaje de comunicación entre un terminal módem y el usuario. Estos comandos son cadenas de caracteres ASCII que comienzan con AT y terminan con un retorno de carro (ASCII 13). El módem recibe los comandos, los procesa y emite una respuesta dependiendo de su configuración. El software del teléfono se comunica con el módem mediante estos comandos, permitiendo así que el usuario interactúe con el dispositivo a través de menús. El programa de comunicaciones transmite estas selecciones al módem en el formato requerido, permitiendo que siga las instrucciones indicadas [34].

6.3.4. Protocolos de comunicación en 4G

La tecnología 4G se basa en varios protocolos con el objetivo de optimizar la transmisión de información. Inicialmente, la implementación del protocolo de internet (IP) permite la transmisión simultánea de voz y datos, unificando los servicios bajo una única plataforma de transmisión [35]. Uno de los protocolos fundamentales es VoLTE (*Voice over LTE*), que facilita la ejecución de llamadas de voz con una calidad superior y una latencia reducida al emplear la red de datos LTE en lugar de la conmutación de circuitos. Esto optimiza notablemente la experiencia del usuario y disminuye el tiempo requerido para la configuración de llamadas en comparación con las redes convencionales [36].

LTE Advanced representa una ampliación de la tecnología 4G, proporcionando velocidades de transmisión incrementadas y una capacidad de red ampliada, logrando velocidades de carga de hasta 3 Gbps bajo condiciones ideales [37]. Estas mejoras tecnológicas posibilitan una experiencia de usuario constante y estable en servicios de alta demanda, tales como la transmisión de video en alta definición [38].

6.3.5. Acceso y cobertura

La cobertura global de las redes 4G ha alcanzado un 85 % a nivel mundial a finales de 2023. Sin embargo, existen diferencias notables entre regiones: en zonas avanzadas como Norteamérica y Europa, la cobertura sobrepasa el 80 %, mientras que en áreas rurales y naciones en vías de desarrollo es considerablemente menor. Estas diferencias indican la importancia de optimizar la infraestructura de telecomunicaciones en áreas de acceso restringido, particularmente para usos esenciales como la telemedicina [39] (Figura 6).

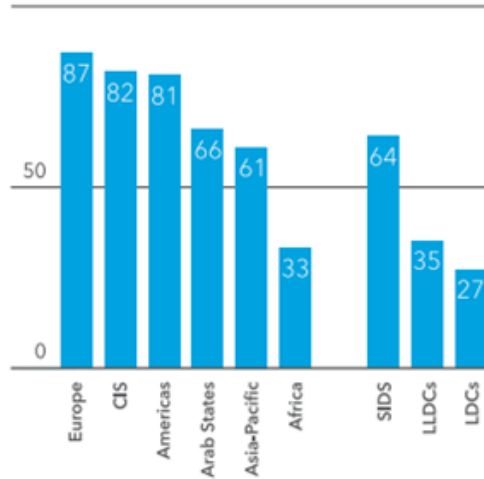


Figura 6: Porcentaje de la población con cobertura 4G [39]

6.3.6. Limitaciones y desafíos de la tecnología 4G

Aunque la tecnología 4G proporciona ventajas significativas, también enfrenta restricciones y retos, particularmente en contextos donde la infraestructura es insuficiente o en regiones rurales con baja cobertura. Uno de los retos más frecuentes es la saturación de la red en zonas urbanas densamente pobladas, lo que puede influir en la calidad y velocidad de transmisión de datos [40]. Además, el consumo de batería de los dispositivos móviles en redes 4G se incrementa debido al volumen de procesamiento de datos, restringiendo su autonomía en aplicaciones que requieren monitoreo continuo [41].

Con la progresiva implementación de la tecnología 5G, se anticipa que ciertos obstáculos se mitiguen, optimizando la velocidad, latencia y eficiencia energética de los dispositivos. No obstante, la tecnología 4G sigue siendo la predominante.

6.4. Protocolos y tecnologías de comunicación

6.4.1. Introducción a los protocolos de comunicación

Los protocolos de comunicación desempeñan un papel crucial en la infraestructura de internet, facilitando la transmisión eficaz y sistemática de datos entre dispositivos y sistemas.

Estos protocolos establecen las normas y formatos requeridos para la transmisión y recepción de datos, garantizando que la interacción entre dispositivos sea fiable y compatible [42]. Los protocolos HTTP, HTTPS, WS y WSS se emplean extensamente en las aplicaciones de transmisión de datos debido a su habilidad para administrar flujos de información de manera continua y segura [43].

6.4.2. Protocolo HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*)

El protocolo HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*) es uno de los protocolos más antiguos y extendidos para la transmisión de datos en páginas web. HTTP es un protocolo sin estado que se adhiere a un modelo de solicitud-respuesta, donde el cliente transmite una petición al servidor, y este responde con el contenido requerido [44]. En este modelo, el cliente envía una solicitud al servidor, que responde con los datos solicitados, como una página web o un archivo (Figura 7). Esta estructura resulta óptima para la transmisión de archivos de hipertexto, tales como páginas HTML, imágenes y archivos multimedia. No obstante, HTTP no presenta una conexión persistente, lo que limita su habilidad para alojar aplicaciones que demandan actualizaciones más rápidas [45].

HTTP funciona dentro del nivel de aplicación del modelo OSI y emplea el puerto 80 por defecto. La sencillez de su puesta en marcha y la estructura sin estado permiten a los servidores manejar múltiples solicitudes de clientes sin necesidad de monitorear cada conexión, optimizando la utilización de recursos en servidores de alto tráfico [46].

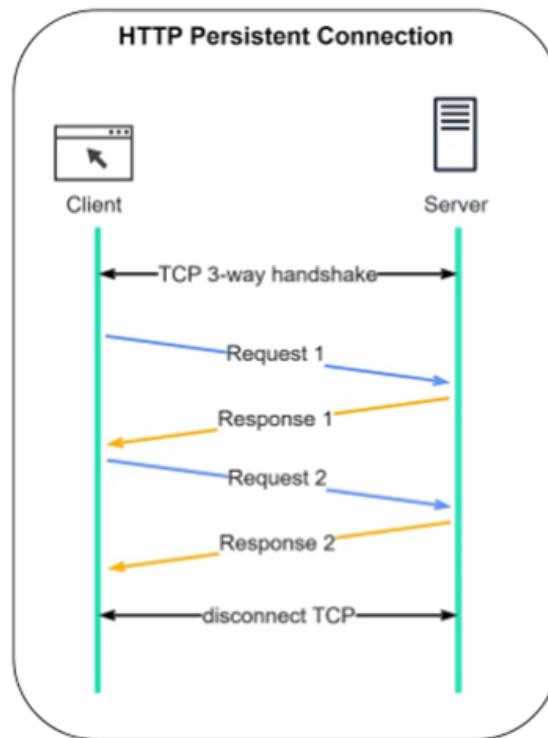


Figura 7: Conexión continua entre el cliente y servidor en el protocolo HTTP [47]

6.4.3. Protocolo HTTPS (*Hypertext Transfer Protocol Secure*)

HTTPS es una extensión cifrada de HTTP que integra la capa de seguridad SSL/TLS (*Secure Sockets Layer/Transport Layer Security*) para la encriptación de los datos transmitidos entre el cliente y el servidor. En este protocolo, los datos son encriptados antes de ser enviados, asegurando su privacidad e integridad. Adicionalmente, HTTPS emplea certificados digitales para verificar la identidad del servidor, lo cual resguarda a los usuarios frente a ataques de suplantación de identidad y garantiza que la información no sea interceptada por terceros (Figura 8). El cifrado SSL/TLS garantiza la confidencialidad, integridad y autenticidad de los datos, resguardándolos frente a potenciales ataques de interceptación o manipulación durante el proceso de transmisión [48].

La implementación del protocolo HTTPS asegura la inaccesibilidad de los datos a terceros no autorizados, utilizando el puerto 443 como estándar para la comunicación segura. Además de su cifrado, HTTPS facilita la autenticación a través de certificados digitales, que habilitan a los usuarios para corroborar la identidad del servidor, un aspecto crucial en la comunicación segura entre dispositivos [49].

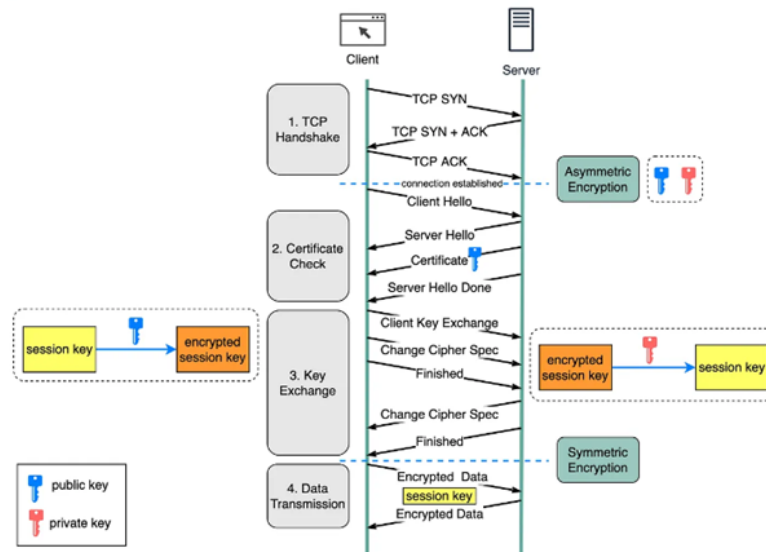


Figura 8: Conexión continua entre el cliente y servidor con el protocolo HTTPS [50]

6.4.4. Protocolo WS (*WebSocket*)

El protocolo *WebSocket* (WS) permite establecer conexiones persistentes y bidireccionales entre un cliente y un servidor. A diferencia de HTTP, que se rige por un modelo de solicitud-respuesta, WebSocket permite que ambos extremos de la conexión transmitan datos de forma constante sin requerir el inicio de una nueva solicitud [51] (Figura 9). Esto se logra a través de una única conexión TCP que permanece abierta, facilitando una transmisión de datos más eficaz y disminuyendo considerablemente el consumo de ancho de banda [52].

WebSocket se establece dentro del nivel de aplicación del modelo OSI y emplea el puerto

80 o 443, compartiendo el mismo puerto que HTTP/HTTPS. Tras establecer la conexión, ambos extremos tienen la capacidad de intercambiar mensajes de forma asíncrona. Esta característica posiciona al protocolo WebSocket como una tecnología óptima para aplicaciones que demandan actualizaciones en tiempo real y una latencia reducida en la transmisión de datos [53].

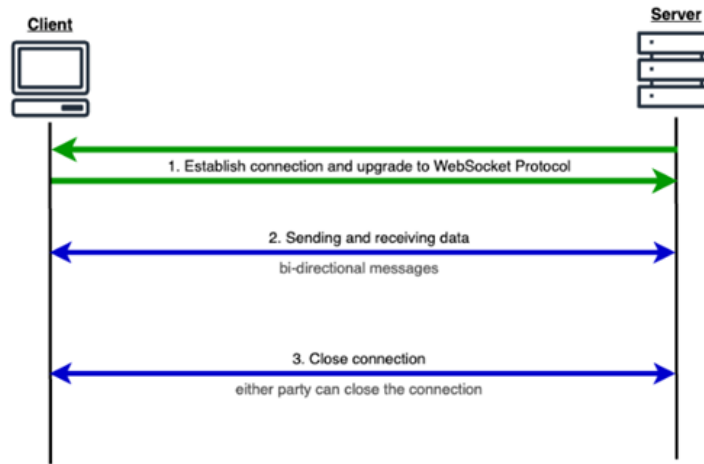


Figura 9: Comunicación cliente-servidor con WebSockets [54]

6.4.5. Protocolo WSS (*WebSocket Secure*)

WSS representa la versión segura del protocolo WebSocket, integrando el mismo nivel de cifrado que HTTPS. Al igual que HTTPS, WSS facilita la autenticación y el encriptamiento de la información transmitida, garantizando así su privacidad e integridad [55]. El cifrado de WSS asegura la inaccesibilidad de los datos para usuarios no autorizados, salvaguardando la comunicación entre el cliente y el servidor frente a posibles ataques.

WSS utiliza los mismos puertos que WS y HTTPS, y se instaura a través de un proceso de actualización de protocolo. Inicialmente, se establece como una conexión HTTP o HTTPS, que posteriormente se actualiza a una conexión segura WebSocket. Este protocolo resulta beneficioso para aplicaciones que requieren transmisión continua y segura [56].

7.1. Prueba del módulo ads1256 con señales simuladas

7.1.1. Conexiones del módulo ads1256 con el esp32

Se realizaron las conexiones entre el módulo ADS1256 (HiLetgo, Shenzhen, China) y el ESP32 (TMSC, Dresde, Taiwán) para tener una correcta comunicación a través del protocolo SPI (Serial Peripheral Interface), lo cual es fundamental para el procesamiento de señales analógicas a digitales (Figura 10). Las conexiones se dividen en alimentación, comunicación SPI, control de control y conexiones de los canales de entrada analógica. Para la conexión de alimentación el módulo ADS1256 está conectado a una fuente externa de alimentación que brinda 5V mientras que el ESP es capaz de alimentarse a través de la entrada microUSB que está conectada a la computadora. Para establecer una comunicación SPI se conectó el pin SCLK del ADS al GPIO18 del ESP , este pin es el encargado de sincronizar la transmisión de datos entre los dispositivos. Se conectó el pin DIN del ADS1256 al GPIO23 del ESP para que este sea capaz de mandar los datos al módulo ADS1256.

Para las conexiones de control se conectó el pin CS (Chip Select) del módulo ADS1256 al pin GPIO 5 para seleccionar el módulo ADS1256 para la comunicación cuando este esté activo. Para los canales de entrada analógica se configuraron las entradas AIN0 y AIN1 para capturar señales analógicas, estas entradas se utilizaron de modo de un solo extremo para permitir adquirir 2 señales de manera más efectiva.

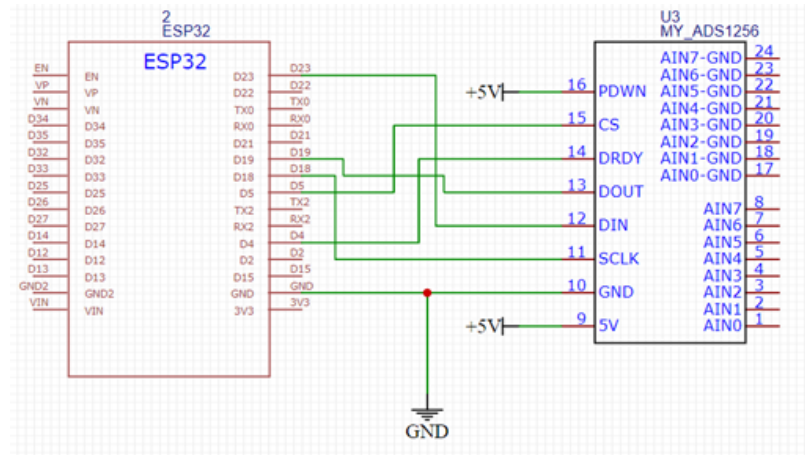


Figura 10: Conexión entre el ADS1256 y el ESP32

7.1.2. Configuración del módulo ads1256

El módulo ADS1256 es un convertidor analógico-digital (ADC) de 24 bits que utiliza un multiplexor interno que permite seleccionar entre múltiples canales de entrada. Al muestrear múltiples canales la tasa de muestreo efectiva por canal se ve reducido debido al tiempo requerido para que el multiplexor cambie de un canal a otro y para que el filtro interno sea capaz de estabilizarse después de cada cambio. Por lo que se realizó una modificación a la librería **ADS1256** de CuriousScientist0 con el objetivo de que únicamente seleccione 2 canales en lugar de los 8 disponibles del módulo ADS1256.

7.1.3. Pruebas con señales simuladas

Para validar la precisión del módulo ADS1256, se generaron señales simuladas utilizando un generador de funciones Tektronix AFG1022 (Tektronix, Oregón, Estados Unidos) (Figura 11). Las señales se configuraron para producir formas de onda sinusoidales y cuadradas con amplitudes de 10mVpp y frecuencias de 1Hz, 10Hz y 100Hz. El generador de funciones se conectó directamente al módulo ADS1256 a través de un cable coaxial para minimizar la interferencia y pérdida de la señal.

Antes de realizar mediciones, se calibró el módulo ADS1256 empleando una señal de referencia de 1Vpp producida por el mismo generador de funciones. Se estableció la ganancia del ADS1256 en 1 y se comprobó que el offset era cero al medir una señal de 0V. Además se conectó un osciloscopio Tektronix TBS1102 (Tektronix, Oregón, Estados Unidos) en paralelo con el ADS1256 para capturar las mismas señales y comparar los resultados. El osciloscopio se configuró con una escala de tiempo de 100 ms/div para las señales de 1 Hz y 10 Hz, y de 10 ms/div para la señal de 100 Hz. La escala de voltaje se ajustó a 10 mV/div para todas las mediciones.

El módulo ADS1256 se configuró para operar con una ganancia de 1 y una tasa de muestreo de 3750 muestras por segundo. La programación se realizó en el entorno Arduino IDE (Arduino, Ivrea, Italia). Durante la adquisición, el ESP32 capturó los datos de los

canales AIN0 y AIN1 para transmitirlos por comunicación serial a MATLAB. Las señales se visualizaron en tiempo real, mostrando las 2 señales de entrada del módulo ADS1256. Para asegurar la sincronización entre las mediciones realizadas con el ADS1256 y el osciloscopio, se empleó un disparador externo conectado al generador de funciones, lo que permitió capturar las señales en el mismo instante de tiempo. Los datos se almacenaron en un archivo CSV para su posterior análisis.

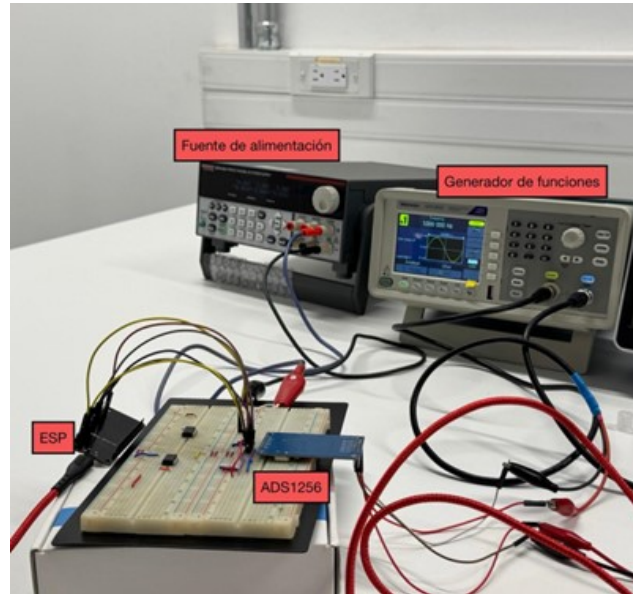


Figura 11: Conexiones para la obtención de señales simuladas

7.1.4. Captura de pulsos cardíacos con el módulo ads1256 y sensor ad8232

Luego de la validación inicial del módulo ADS1256 con señales simuladas (Sección 7.1.3) donde se confirmó su capacidad para capturar señales analógicas con precisión y estabilidad, se procedió con la captura de pulsos cardíacos reales. Para ello, se conectó un sensor AD8232 (Analog Devices, MA, USA) al módulo ADS1256, configurando el canal AIN0 para capturar la primera derivación cardíaca. Los electrodos se colocaron en la parte superior derecha del pecho (RA) y la parte superior izquierda del pecho (LA). La señal capturada fue amplificada por el AD8232 y digitalizada por el ADS1256, lo que posibilitó la visualización de los complejos QRS, ondas P y Q, que representan la actividad eléctrica del corazón.

Luego, se llevó a cabo la captura de las derivaciones I y III empleando dos sensores AD8232 conectados a los canales AIN0 y AIN1 del ADS1256. La derivación II se calculó aplicando la ley de Einthoven directamente en la programación del ESP32, la cual establece que la suma de los potenciales eléctricos de las derivaciones I y III es equivalente al potencial de la derivación II (Derivación II = Derivación I + Derivación III). Este enfoque permite obtener la derivación II sin necesidad de un tercer sensor, optimizando el uso de recursos y simplificando la configuración del sistema. Los datos obtenidos se guardaron en un archivo CSV para su análisis futuro, facilitando la comprobación de la calidad de las señales y la exactitud del sistema al capturar los pulsos cardíacos.

7.1.5. Conexión de los sensores ad8232 al módulo ads1256

Para la adquisición de señales de ECG, se realizó la conexión de 2 sensores AD8232 al módulo ADS1256. Se tienen las conexiones de entradas analógicas en donde el primer AD8232 se conectó con el pin OUTPUT al pin AIN0 del ADS1256, el pin GND del sensor se conectó a tierra común del sistema. Para el segundo sensor AD8232 el pin OUTPUT se conectó al pin AIN1 del módulo ADS1256, el pin GND se conectó a tierra común del sistema (Figura 12).

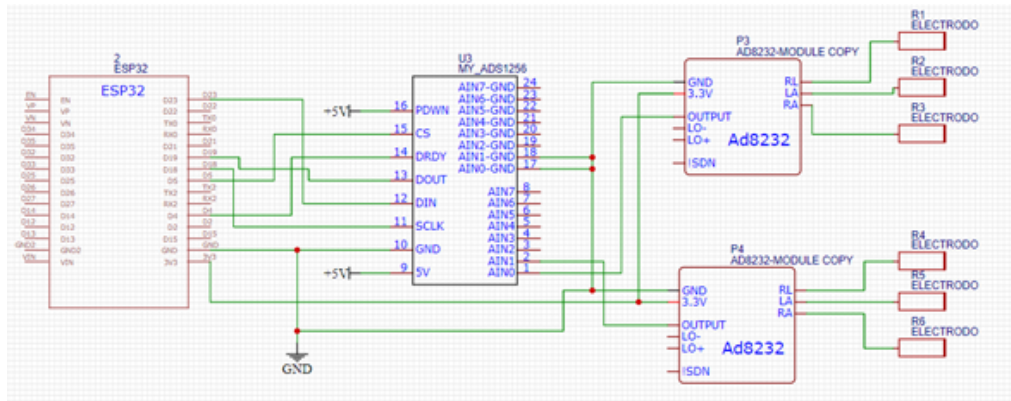


Figura 12: Conexión de los sensores AD8232 con el ADS1256 y el ESP

7.1.6. Captura de pulsos cardíacos

Para capturar las señales ECG se conectó el ESP32 a través de SPI al módulo ADS1256 luego a los entradas AIN0 y AIN1 del ADS1256 se conectaron los sensores AD8232 para medir cada una de las derivaciones (Figura 13). A estas señales se les realizó una corrección de voltaje de $-1.15V$ para asegurar que ambas están centradas en 0, luego para el cálculo de la segunda derivación se calculó a través de la ley de Einthoven sumando las derivaciones I y III.

7.2. Validación de pulsos cardíacos con el biopac

Se realizó una validación directa con los datos obtenidos del ADS1256 y el ESP con respecto al sistema de monitoreo biomédico Biopac MP36 (Biopac systems inc, California, USA). Estas mediciones se realizaron de manera simultánea para una mejor validación; se almacenaron los datos para poder ser analizados posteriormente.

7.2.1. Conexión de electrodos

Para las conexiones de electrodos se tomó en cuenta la polaridad para medir la actividad eléctrica en el Biopac MP36 y en los sensores AD8232. En el caso del sistema Biopac, la polaridad de cada derivación se establece de acuerdo con el protocolo de color de electrodos

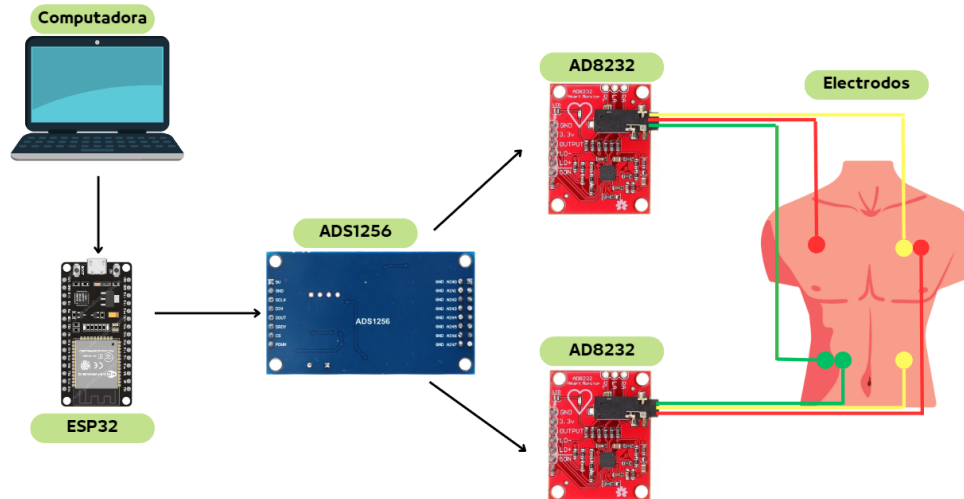


Figura 13: Posicionamiento para la toma de pulsos cardíacos

y la configuración del dispositivo, lo que permite que el sistema capte la dirección del flujo eléctrico (negativo a positivo). El sensor AD8232, por otro lado no sigue un esquema de polaridad estrictamente establecido como el Biopac, ya que está diseñado para amplificar señales pequeñas de un solo canal, midiendo la diferencia de potencial entre 2 electrodos. Además, el código de color entre el Biopac y los sensores AD8232 es distinto. Aunque el Biopac emplea su propio código de color, en donde el punto positivo está representado por el color rojo, el negativo por el blanco y la referencia con el color negro, los módulos AD8232 siguen la norma establecida por la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) [57], donde el positivo se representa por el color rojo, el negativo por el amarillo y la referencia por el color verde.

Para el Biopac, se consigue la derivación I (RA-LA) al unir el electrodo negativo al lado derecho del pecho (RA) y el electrodo positivo al lado izquierdo del pecho (LA), con un punto de referencia situado en el lado derecho del abdomen. En la derivación III (LA-LL), el electrodo negativo se sitúa en la parte izquierda del pecho (LA), en cambio, el electrodo positivo se coloca en la parte izquierda del abdomen (LL). Para los sensores AD8232, se consigue la derivación I al unir el electrodo positivo (rojo) con el brazo izquierdo (LA) y el electrodo negativo (amarillo) con el brazo derecho (RA), con el electrodo de referencia (verde) situado en la parte derecha del abdomen (Figura 14).

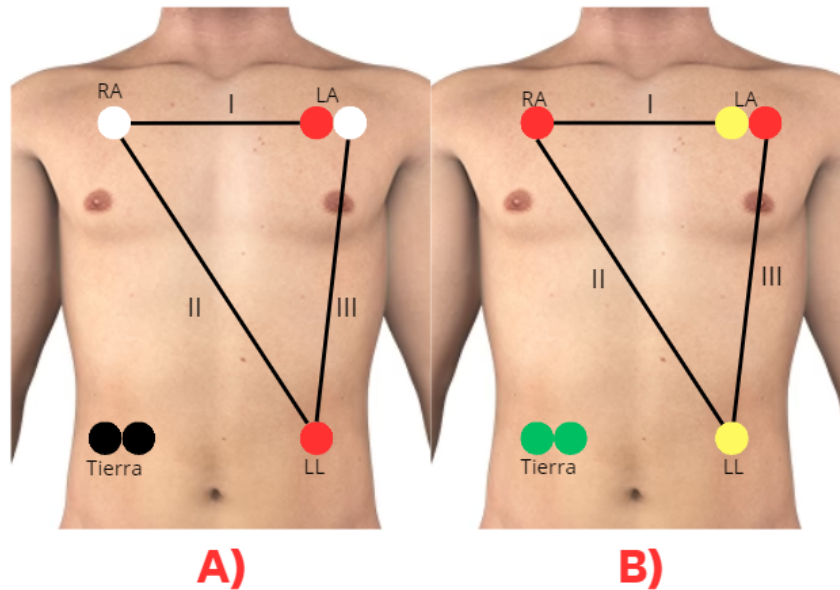


Figura 14: Conexiones de electrodos en sujetos de prueba a) Conexión de los electrodos con el biopac para las derivaciones I (RA-LA) y III (LA-LL), b) Conexiones de los electrodos para los módulos AD8232 para las derivaciones I y III

7.3. Conexión y envío de datos

La conexión entre el servidor y el cliente es fundamental para la transmisión de datos a través de Wi-Fi y redes móviles. Para garantizar la seguridad y estabilidad de estas conexiones, se implementaron Websockets con certificados SSL para las transmisiones por Wi-Fi, mientras que para las redes móviles se utilizó el protocolo HTTP en la transmisión de datos.

7.3.1. Constantes para la transmisión de datos y declaraciones de pines

Para establecer la conexión entre el ESP32 y el servidor en la nube, se necesita la configuración inicial del Wi-Fi y el módulo SIM7600G-H (XYGStudy, Shenzhen, China) para redes móviles. Para esto se definen los pines necesarios para alimentación y comunicación del módulo SIM7600G-H con el ESP32 y la configuración de las credenciales de red y el punto de acceso (APN) para la conexión de redes móviles.

Se definen las variables *SSID* y *PASSWORD* para guardar las credenciales de la red Wi-Fi; para las redes móviles se definen las variables *APN*, *APN_USER* y *APN_PASS*. El ESP32 permite decidir qué tipo de conexión se desea establecer. Adicionalmente, se define el puerto del servidor WebSocket (443 para comunicación segura), el nombre del dominio el cual está vinculado al servidor en DigitalOcean. Además, se asigna el valor del *Path* para la conexión WebSocket (/ws). También se inicializan las constantes *MODEM_PWRKEY*, *MODEM_RST* y el *MODEM_POWER_ON* para controlar el encendido y el apagado del módulo SIM7600G-H.

7.3.2. Conexión wi-fi o redes móviles

Se estableció un menú que permite la selección del tipo de conexión a internet. Se muestra en el monitor serial y el usuario elige la modalidad de conexión. En el caso del Wi-Fi, el ESP32 intenta conectarse a la red definida por el *SSID* y *PASSWORD*. En el caso de utilizar el módulo SIM7600G-H, se inicia la comunicación con el modem y se configura el APN según el proveedor de redes móviles.

7.3.3. Creación y configuración del servidor en digitalocean

Para crear y configurar el servidor, se utilizó un **droplet** de DigitalOcean (DigitalOcean, New York, USA), que proporciona un entorno de servidor privado en la nube. El servidor se configuró con el sistema operativo Ubuntu (Canonical Ltd., London, UK) para asegurar la compatibilidad y estabilidad en el entorno de producción. Una vez creado el **droplet**, se obtuvo una IP pública para el acceso remoto y se crearon llaves SSH, para el acceso seguro al servidor desde cualquier terminal compatible con SSH.

La instalación de Node.js resultó esencial para la ejecución de la aplicación del servidor, mientras que PM2 se utilizó como herramienta de administración de procesos para mantener la aplicación en ejecución continua, incluso en caso de fallos. Esto asegura que el servidor sea capaz de administrar de manera eficaz varias conexiones WebSocket desde el ESP32. Con PM2 la aplicación se ejecuta en segundo plano y se reinicia automáticamente cuando es necesario.

Para simplificar el acceso al servidor desde un dominio personalizado, se registró el dominio y se configuraron los registros DNS, apuntando el dominio y subdominios al IP del **droplet** de DigitalOcean. Se empleó un registro de tipo A para vincular la IP pública con el dominio y un registro CNAME para redireccionar subdominios específicos, según fue necesario. Adicionalmente, se modificaron las normas del cortafuegos de Ubuntu (UFW) para permitir tráfico únicamente en los puertos necesarios: el puerto 443 para comunicaciones seguras y el puerto 80 para redireccionamientos HTTP a HTTPS. Esto permite aumentar la seguridad del servidor al limitar las conexiones externas a estos puertos.

Finalmente, se establecieron certificados SSL a través de Let's Encrypt (Internet Security Research Group, California, USA) y Cerbot (Electronic Frontier Foundation, California, USA) lo que garantiza una conexión segura y protegida entre el ESP32 y el servidor frente a ataques de interceptación. Se estableció específicamente el certificado SSL para el dominio registrado, garantizando la autenticidad de la comunicación. Se verificó la configuración SSL utilizando instrumentos como SSL Labs (Qualys, California, USA), asegurando que el certificado estaba correctamente instalado y funcionando.

7.3.4. Creación de la página web para la visualización de datos

Para la visualización de los datos de ECG en tiempo real, se genera una página web que se aloja en el servidor de DigitalOcean. Esta página emplea HTML, CSS y JavaScript, utilizando la librería *extitchart.js* para generar gráficos interactivos que ilustran la señal

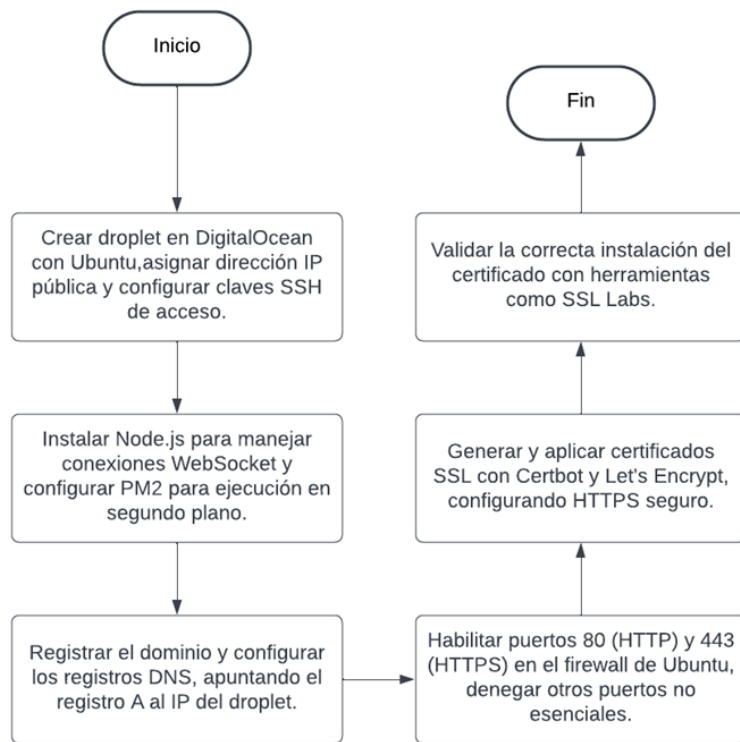


Figura 15: Diagrama de flujo sobre la creación y configuración de un servidor en DigitalOcean

señal de ECG recibida desde el ESP.

Se inicializa el servidor web. La aplicación en Node.js se encarga de configurar el servidor y habilitar la ruta /ws para gestionar conexiones WebSockets. Esto se logra mediante el uso de los módulos express y ws en Node.js, que posibilitan que el servidor reciba y envíe datos en tiempo real.

El diseño de la interfaz de gráficos se enfoca en ilustrar la señal del ECG en un gráfico lineal, con el tiempo (en segundos) en el eje X y el voltaje en el eje Y. Los gráficos están configurados para ser actualizados a intervalos regulares, redibujándose con cada nuevo lote de datos recibido. Esto posibilita que la señal del ECG se vea de manera continua y fluida.

La recepción y actualización de datos se gestiona a través de la función `updateChart()`. Cada vez que el servidor obtiene datos nuevos del ESP32, la función procesa y actualiza los diagramas, mostrando la señal de ECG en tiempo real. La comunicación de doble vía posibilita el envío de órdenes desde el cliente web hacia el ESP32, lo que permite la sincronización de datos y la visualización en tiempo real de los datos de ECG.

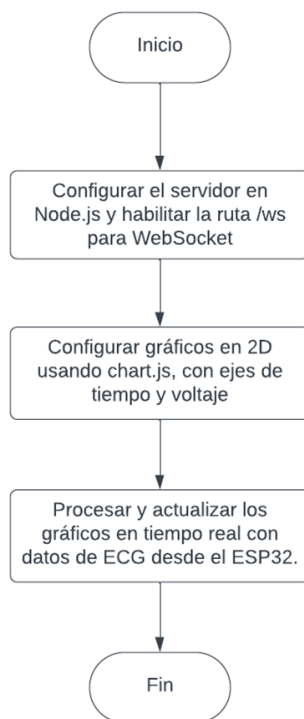


Figura 16: Diagrama de flujo reacción de la página web para la visualización de los datos del ECG

7.4. Batería recargable

Se implementó un sistema de alimentación basado en el módulo Power Bank QC4.0 22.5W (Rosvola, Shenzhen, China) y dos baterías Li-ion 18650 Samsung INR18650-25R de 2500 mAh (Samsung SDI, Suwon, Corea del Sur). La elección de estos elementos se llevó a cabo con la finalidad de ofrecer una fuente de energía estable, capaz de suministrar la energía necesaria para operar de manera continua todos los módulos del sistema, como el ADS1256 y el SIM7600G-H.

Previo a la alimentación, se llevaron a cabo cálculos teóricos para calcular tanto la duración de la batería como el tiempo de carga con un cargador de 18W. Estos cálculos determinaron un tiempo teórico de 9 horas y 54 minutos para la autonomía del sistema en funcionamiento continuo y un tiempo de carga estimado de 1 hora y 38 minutos. Estos valores se realizaron como guía para la selección de las baterías y el módulo Power Bank, garantizando que los componentes seleccionados fueran apropiados para satisfacer los requerimientos de autonomía y eficacia de recarga.

La configuración se llevó a cabo conectando las dos baterías 18650 en paralelo al módulo Power Bank QC4.0, lo que permitió mantener un voltaje adecuado y aumentar la capacidad de almacenamiento a 5000 mAh. La conexión en paralelo garantiza una mayor independencia del sistema sin alterar el voltaje necesario para los componentes. Se eligió el módulo Power Bank QC4.0 por su habilidad para ofrecer salidas USB con voltajes contratantes y soportar la carga rápida, lo que simplifica la carga del sistema de forma eficaz.

Se utilizó este módulo para gestionar la protección de sobrecarga y sobrecalentamiento, garantizando la protección de las baterías y de los componentes del sistema en su totalidad. Se comprobó que el módulo era capaz de proporcionar la energía necesaria durante los periodos de mayor demanda, particularmente durante la utilización del módulo SIM7600G-H que presenta pico de consumo altos.

7.5. Diseño de la placa pcb

El diseño de la placa PCB para el sistema se desarrolló siguiendo criterios específicos que aseguran una conexión y transición adecuada entre los distintos componentes. Se estableció un ancho para las trazas de 1.05 mm, para optimizar la conducción de corriente y minimizar la resistencia en el flujo de la señal. Para las vías utilizadas para cambiar de la capa superior a la capa inferior, se diseñaron con un diámetro de 0.7 mm, seleccionado para garantizar una conexión estable entre las capas.

La placa PCB integra los módulos principales del sistema, como el ADS1256, el microcontrolador ESP32, los dos sensores AD8232 y el módulo SIM7600G-H. La disposición de estos componentes fue organizada para reducir la longitud de las trazas entre ellos, minimizando así el ruido y las interferencias electromagnéticas. Los módulos SIM7600G-H y el ADS1256 se conectaron a un punto de alimentación externa para garantizar que recibieran el voltaje y la corriente necesarios. Además, todas las tierras de los componentes se interconectaron para asegurar que todos tuvieran la misma referencia, mejorando la integridad de la señal y la conectividad entre los módulos.

La disposición general de la PCB fue planeada para maximizar el uso del espacio sin comprometer la accesibilidad y claridad en las conexiones de cada módulo. Se añadieron puntos de montaje en las esquinas de la placa para reducir los puntos de contacto con la superficie, ya que esta puede actuar como una fuente de interferencia electromagnética, lo que podría afectar las señales obtenidas de los módulos AD8232. El diseño final de la PCB muestra una disposición optimizada de los componentes, con trazas bien definidas y una organización que facilita la integración de todos los módulos en un espacio compacto (Figura 17).

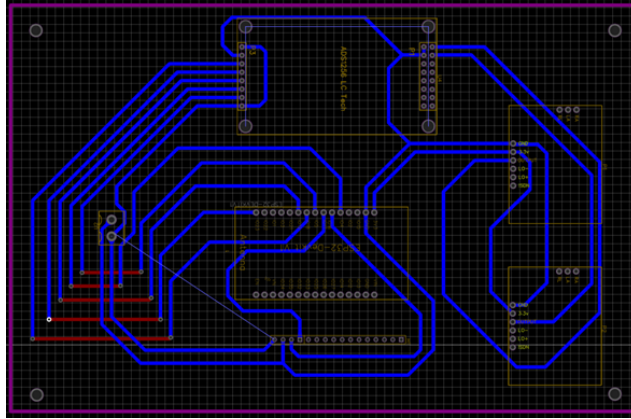


Figura 17: Diseño de la placa PCB que integra los módulos ADS1256, sensores AD8232, ESP32 y el módulo SIM7600G-H, mostrando el ruteo de trazas y disposición de componentes optimizados para mejorar la integridad de la señal y reducir el ruido

7.6. Diseño de un case

En la elaboración del case de acrílico destinado al alojamiento de la PCB diseñada, se inició con la realización del modelado en Autodesk Inventor (Autodesk Inc., San Rafael, California, Estados Unidos). Esta herramienta de modelado 3D resulto esencial, dado que facilito el desarrollo de un diseño preciso del case, ajustado a las dimensiones y requerimientos particulares de la PCB.

Previo al modelado, se realizaron mediciones precisas de la PCB y de todos los componentes a incluir en el case, con el objetivo de garantizar un ajuste óptimo. Este proceso de medición fue importante para asegurar que el case pudiera alojar la PCB sin obstrucciones y con el espacio adecuado para cada módulo. Adicionalmente se tomaron en cuenta elementos tales como los puertos de entrada y de salida de la placa.

8.1. Verificación de comunicación spi con señales simuladas

Se presentan los resultados de las señales simuladas a 1 Hz, 10 Hz y 100 Hz, respectivamente. Cada figura muestra las mediciones capturadas tanto por el ADS1256 como por el osciloscopio. En cada una de las señales, los resultados del ESP32 junto al ADS1256 se grafican con color azul mientras que las del osciloscopio con rojo.

Se presentan los resultados obtenidos para una señal de 1 Hz. La señal sinusoidal medida por el ADS1256 tiene una frecuencia de 0.89 hz y una amplitud de 8 mV. En comparación, la señal obtenida por el osciloscopio tiene una frecuencia de 0.91 Hz y una amplitud de 10 mV. Aunque se observa cierta variación en la amplitud, la forma de la señal se mantiene fiel a la señal original(Figura 18). La señal cuadrada presenta una frecuencia de de 0.93 Hz tanto con las mediciones realizadas con el ADS1256 como con el osciloscopio, en donde las señales de 1 Hz presentan una diferencia notable en la amplitud de 20 % pasando de 10 mV a 8 mV (Figura 19).

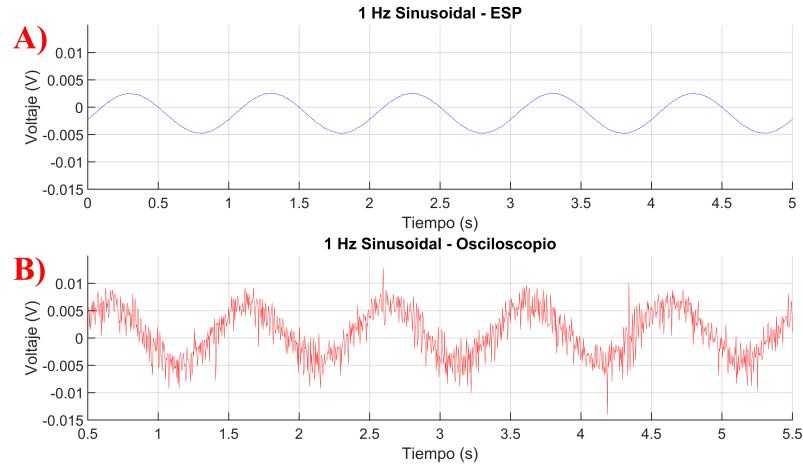


Figura 18: Comparación de señales senoidales de 1 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio

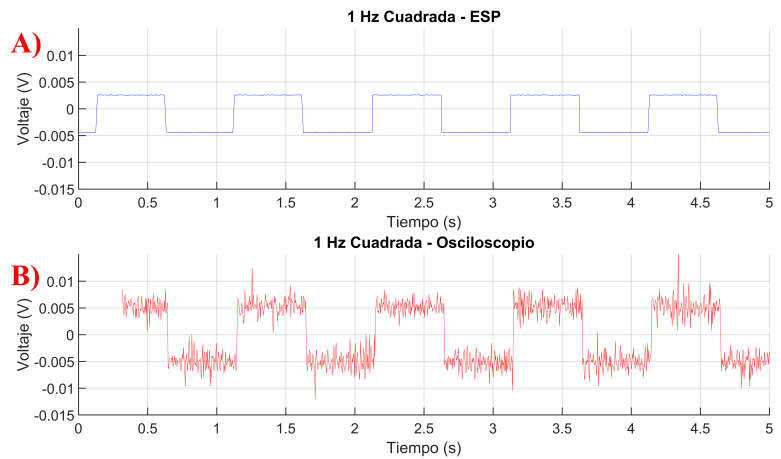


Figura 19: Comparación de señales cuadradas de 1 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.

Se muestran los resultados para las señales de 10 Hz. Las mediciones del ADS1256 indican una frecuencia de 9.73 Hz para la señal sinusoidal, con una amplitud de 8 mV, mientras que el osciloscopio mide una frecuencia de 10.12 Hz y una amplitud de 10.3 mV. Aunque la amplitud de varíe, ambas señales conservan su forma sinusoidal (Figura 20). Para la señal cuadrada, el ADS1256 registra una frecuencia de 9.97 Hz con una amplitud de 8 mV, en cambio, el osciloscopio registra una frecuencia de 10.2 Hz y una amplitud de 10 mV. En ambas señales, se logra observar pequeñas alteraciones en los bordes de la señal cuadrada (Figura 21).

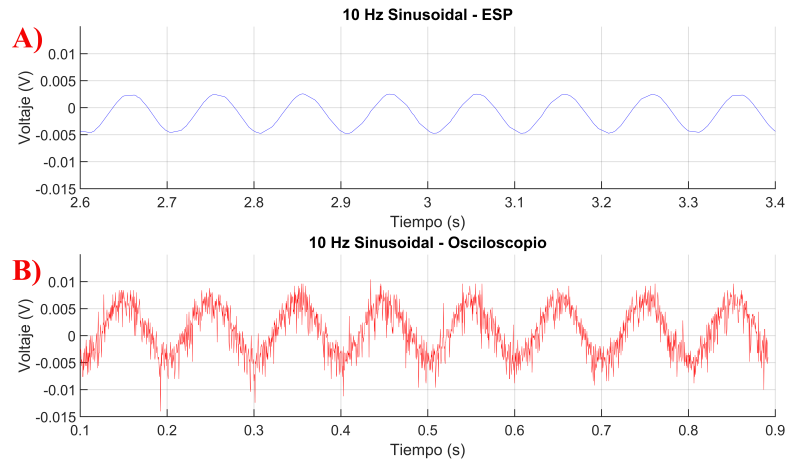


Figura 20: Comparación de señales senoidales de 10 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.

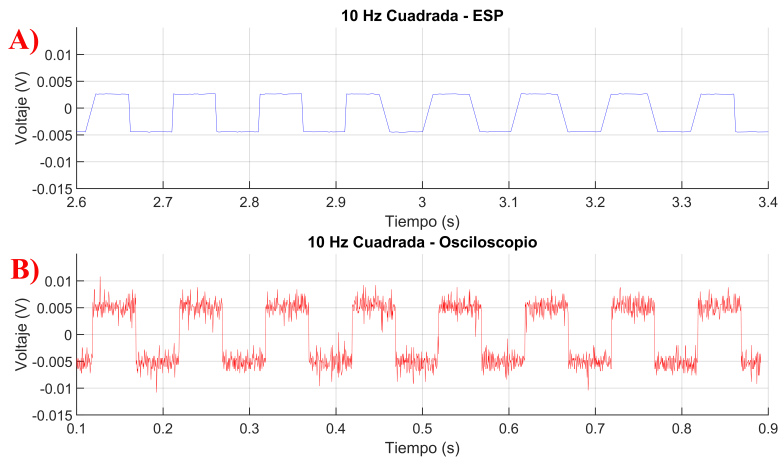


Figura 21: Comparación de señales cuadradas de 10 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.

Los resultados para las señales de 100 Hz. En las señales sinusoidales, el ADS1256 muestra una frecuencia de 99.7 Hz y una amplitud de 8 mV, mientras que el osciloscopio muestra una frecuencia de 101 Hz y una amplitud de 10 mV. La señal obtenida sinusoidal obtenida por el ADS1256 muestra una forma de onda bien definida (Figura 22). Para la señal cuadrada, el ADS1256 presenta una frecuencia de 98.3 Hz con una amplitud de 8 mV, mientras que el osciloscopio muestra una frecuencia 99.8 Hz con una amplitud de 10 mV (Figura 23).

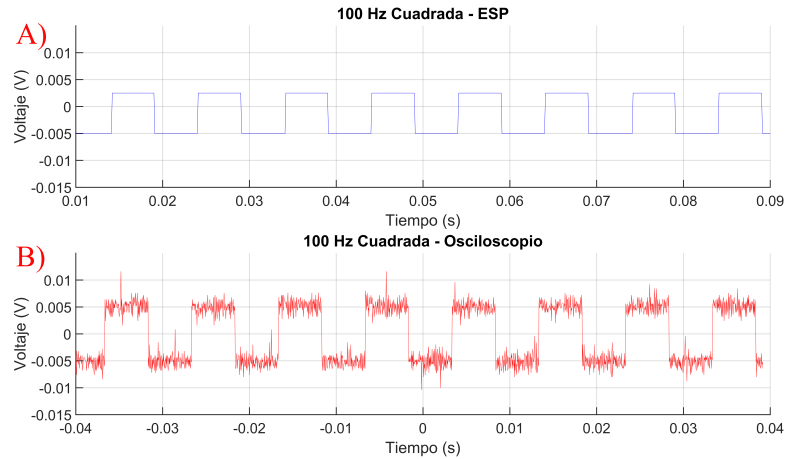


Figura 22: Comparación de señales cuadradas de 100 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.

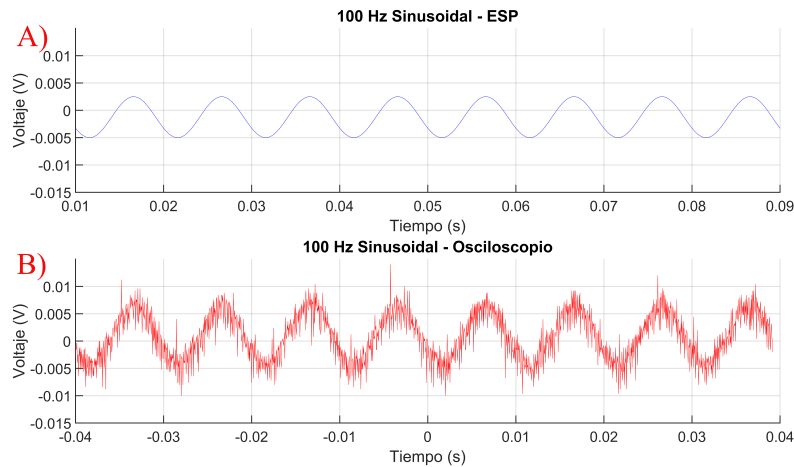


Figura 23: Comparación de señales senoidales de 100 Hz capturadas por diferentes dispositivos. (A) Señal adquirida por el ESP. (B) Señal capturada por el osciloscopio.

8.2. Obtención de pulsos cardíacos

Se muestra la señal de la derivación I obtenida usando el módulo ADS1256 y un sensor AD8232. La señal muestra el ciclo cardíaco normal, donde se pueden observar los complejos QRS y las ondas P y T (Figura 24). La amplitud máxima observada es de 0.68 V, la forma y estabilidad de la señal indican que tanto el módulo ADS1256 como el sensor AD8232 están cumpliendo adecuadamente sus roles en la amplificación y digitalización de las señales del corazón.

Se muestran las señales correspondientes a las derivaciones I, II y III, obtenidas a través de 2 sensores AD8232 y calculando la derivación II usando la ley de Einthoven (Figura 25). La derivación I, se muestra en la parte superior de de color rojo, esta representa rasgos similares a la señal obtenida anteriormente (Figura 24). La derivación II, se calculó mediante la combinación de las señales de las derivaciones I y III, donde esta presenta una amplitud máxima de 0.52 V. En cuanto a la derivación III, su amplitud máxima es de cerca 0.78

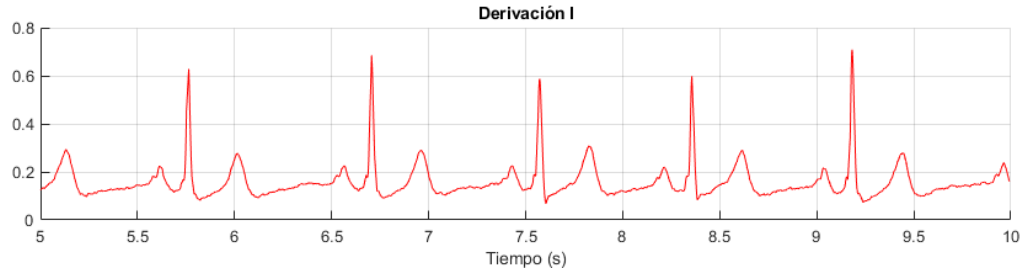


Figura 24: Derivación I capturada usando el módulo ADS1256 y el sensor AD8232

V. Todas las señales exhiben ciclos cardíacos coherentes, con complejos QRS claramente delimitados y ondas P y T perceptibles, lo que corrobora la calidad de las señales obtenidas.

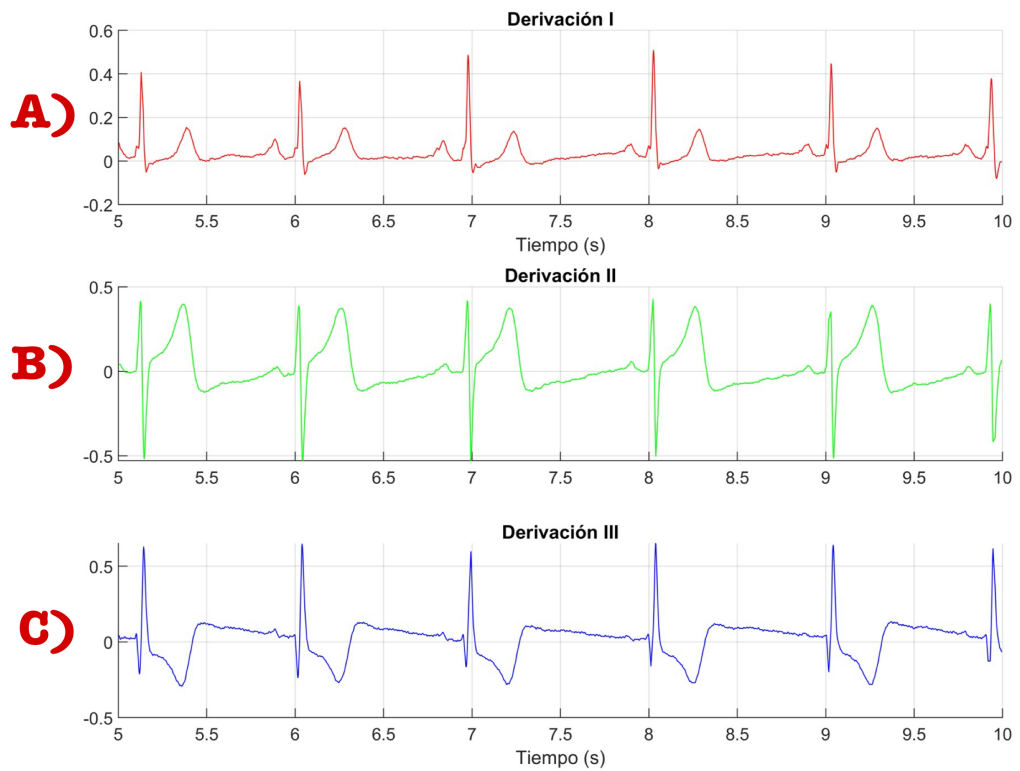


Figura 25: Señales correspondientes a las derivaciones I, II y III obtenidas mediante dos sensores AD8232. La derivación II se calculó aplicando la ley de Einthoven. Se presentan las siguientes señales: A) Derivación I del sujeto de prueba B) Derivación II del sujeto de prueba C) Derivación III del sujeto de prueba.

8.3. Comparación del sistema con el biopac

Para validar la precisión del sistema de medición de pulsos cardíacos con el sistema desarrollado, se realizó una comparación de señales ECG capturadas simultáneamente con el sistema Biopac y el sistema desarrollado basado en el ESP32 junto al ADS1256 y los sensores AD8232. La comparación se llevó a cabo en dos sujetos mostrando las señales de cada derivación tanto como con el Biopac (Figura 26A) como con el sistema desarrollado (Figura 26B).

Los resultados correspondientes al primer sujeto, se observa que la derivación I captada por el Biopac (Figura 26A) muestra un valor máximo de 0.63 V, mientras que el sistema desarrollado registra un valor máximo de 0.41V (Figura 26B). Mostrando una diferencia de amplitud notable del 34 %. En la derivación II el Biopac registra un valor máximo de 0.48V y el sistema un valor de 0.32V con una diferencia del 33 %. En la derivación III, el valor máximo del sistema Biopac es de 0.72V mientras que en el sistema desarrollado es de 0.53V mostrando una diferencia del 26 % en la amplitud. Indica una diferencia de sensibilidad de los sistemas, aunque sin afectar la forma de la onda.

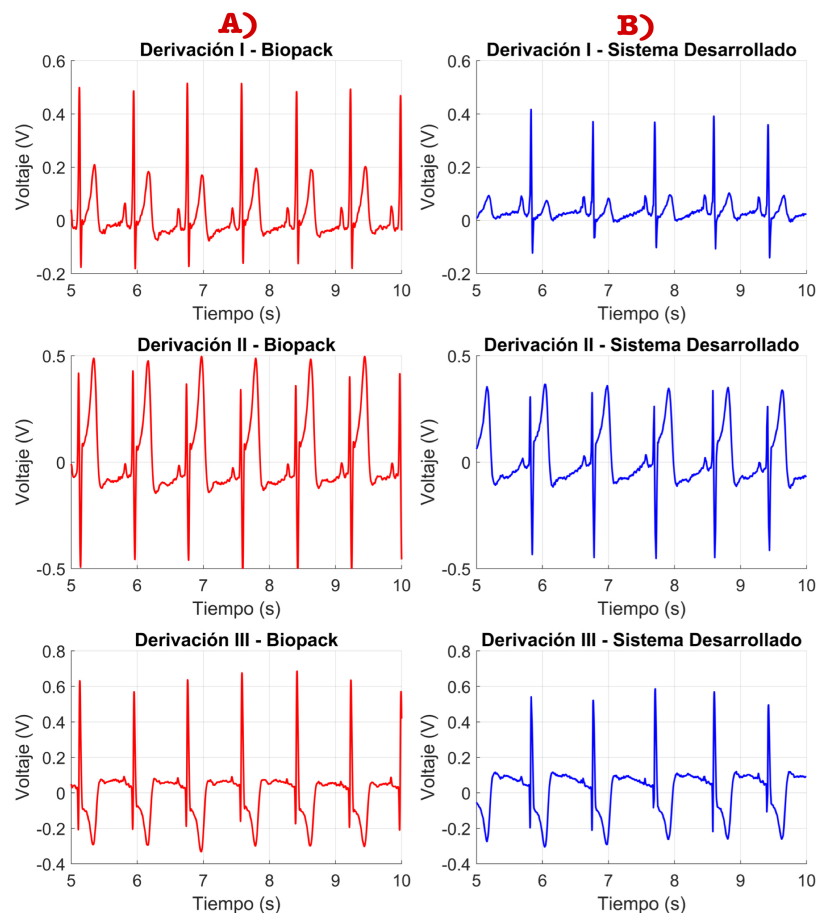


Figura 26: Señales ECG capturadas para el Sujeto 1 en las derivaciones I, II y III, obtenidas simultáneamente con el A) sistema Biopac y B) el sistema desarrollado .

En las mediciones del segundo se logra observar en la derivación I capturada por el sistema Biopac (Figura 27A) muestra un valor máximo de 0.55V, mientras que el sistema desarrollado registra un valor máximo de 0.41V (Figura 27B), la diferencia en amplitud se mantiene en 29%. En la derivación II, el sistema Biopac registra un valor máximo de 0.6V, mientras que en el sistema desarrollado registra un valor máximo de 0.47V mostrando una diferencia de amplitud significativa. En la derivación III, el Biopac registra un valor máximo de 0.8V mientras que el sistema desarrollado un valor máximo de 0.58V. El sistema es capaz de mantener la forma de onda a pesar de las variaciones de amplitudes dentro de las mediciones, lo que confirma su capacidad de capturar señales de electrocardiograma.

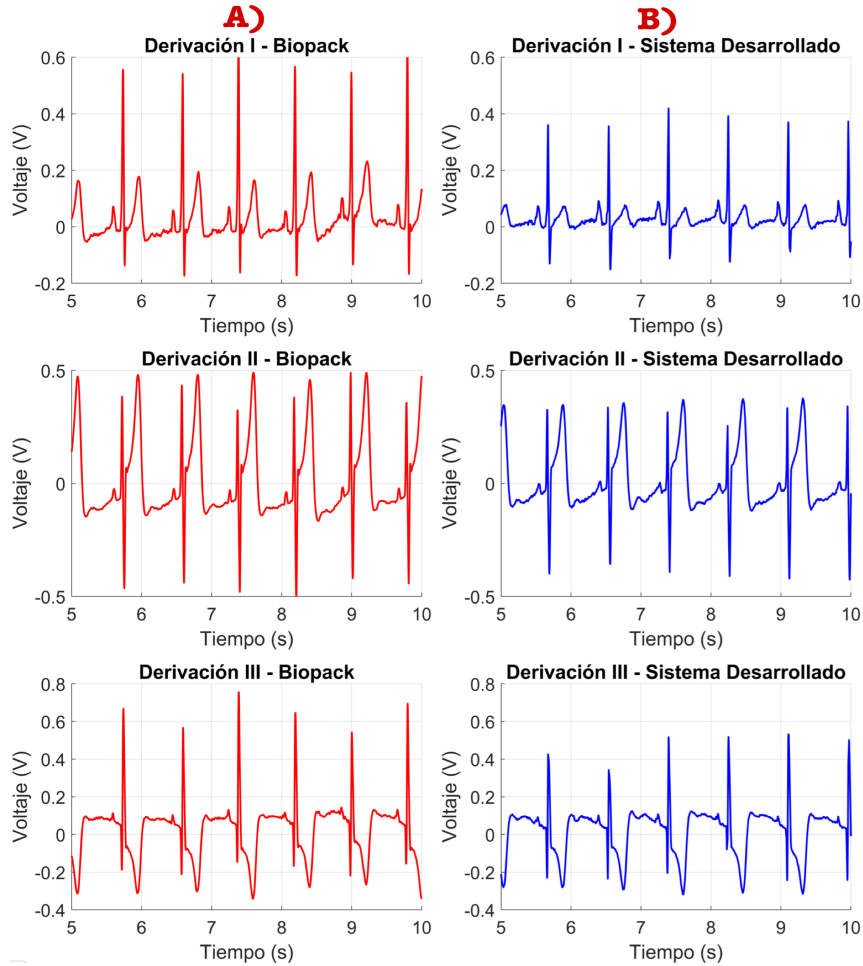


Figura 27: Señales ECG capturadas para el Sujeto 2 en las derivaciones I, II y III, obtenidas simultáneamente con el A) sistema Biopac y B) el sistema desarrollado .

8.4. Conexión con la red 4g lte

Para establecer conexión 4G LTE a través del módulo SIM7600G-H, se realizaron pruebas en diferentes ubicaciones para evaluar la estabilidad y cobertura del sistema. Se llevaron a cabo un total de 10 pruebas: 5 en la Universidad del Valle de Guatemala y 5 en mi hogar. En todas estas pruebas, el sistema logró establecer una conexión estable con la red 4G LTE, confirmado por el informe -CNSMOD: 0,8" (Figura 28). Esto demuestra la capacidad del sistema para conectarse a la red móvil en diferentes zonas. Estas pruebas confirman que el sistema es capaz de acceder a una red móvil donde no es posible conectarse a una red Wi-Fi.

```
RDY

+CPIN: READY

SMS DONE

PB DONE
Verificando el estado de la SIM...
Esperando a que el módem se registre en la red... conectado
Obteniendo información de la red...
Error al obtener información de la red.
Intentando obtener información con comandos alternativos...
Respuesta AT+CNSMOD?:
AT+CNSMOD?
+CNSMOD: 0,8

OK

El módem está conectado a una red 4G LTE.
```

Figura 28: Proceso de conexión utilizando el módulo SIM7600G-H para establecer una conexión a la red móvil 4G LTE

8.5. Envío de datos al servidor

8.5.1. Envío de datos vía redes móviles (http)

Los resultados del envío de datos mediante redes móviles utilizando el protocolo HTTP. Se puede observar la salida del servidor al recibir solicitudes HTTP que contienen los valores del tiempo y de las derivaciones I, II y III del ECG. Los datos se envían de forma periódica como por ejemplo "tiempo: 0.05", "derivación 1: -0.98", y "derivación 2: -1.04" (Figura 29). Esto demuestra que la transmisión de datos a través de la red 4G LTE se realiza correctamente, utilizando el módulo SIM7600G-H y el ESP32 para enviar información mediante solicitudes HTTP. No obstante, debido al carácter protocolo HTTP, los datos se transmiten en bloques con una periodicidad determinada, lo que provoca una latencia que perjudica la velocidad a la que se grafican los datos.

```

0|websocket-server | Solicitud HTTP recibida en /data: {
0|websocket-server | tiempo: 0.05,
0|websocket-server | derivacion1: -0.98,
0|websocket-server | derivacion2: -1.04,
0|websocket-server | derivacion3: 0.07
0|websocket-server | }
0|websocket-server | Solicitud HTTP recibida en /data: {
0|websocket-server | tiempo: 0.05,
0|websocket-server | derivacion1: -0.1,
0|websocket-server | derivacion2: -0.16,
0|websocket-server | derivacion3: 0.06
0|websocket-server | }
0|websocket-server | Solicitud HTTP recibida en /data: {
0|websocket-server | tiempo: 0.06,
0|websocket-server | derivacion1: -0.13,
0|websocket-server | derivacion2: -0.14,
0|websocket-server | derivacion3: 0

```

Figura 29: Salida del servidor al recibir solicitudes HTTP con los datos de las derivaciones I, II y III del ECG

8.5.2. Envío de datos a través de wi-fi (websockets ssl)

Los resultados del envío de información se presentan mediante WebSockets SSL usando una conexión Wi-Fi. Se muestra la manera en que el servidor recibe y transmite los datos, preservando una conexión estable y transparente (Figura 29). Cada mensaje recibido incluye los valores de la marca de tiempo como de las distintas derivaciones. Además, se demuestra que los mensajes son transmitidos de inmediato al cliente, garantizando que los datos puedan ser visualizados de manera constante y sin interrupciones. Esta característica convierte a la conexión WebSocket la más apropiada para visualizar los datos del ECG de manera segura debido a su protocolo SSL.

```

0|websocket-server | Mensaje recibido a través de WebSocket: <Buffer 7b 22 74 69 65 6d 70 6f 22 3a 30 2e 30 35 2c 22 64
65 72 69 76 61 63 69 6f 6e 31 22 3a 38 2e 37 36 2c 22 64 65 72 69 76 61 63 69 6f 6e 32 22 3a 38 2e ... 23 more bytes>
0|websocket-server | Datos recibidos: {
0|websocket-server | tiempo: 0.05,
0|websocket-server | derivacion1: 8.76,
0|websocket-server | derivacion2: 8.89,
0|websocket-server | derivacion3: -0.13
0|websocket-server | }
0|websocket-server | Datos para retransmitir: {"tiempo":0.05,"derivacion1":8.76,"derivacion2":8.89,"derivacion3":-0.13}
0|websocket-server | Mensaje retransmitido a un cliente: {"tiempo":0.05,"derivacion1":8.76,"derivacion2":8.89,"derivacion3":-0.13}
0|websocket-server | Mensaje recibido a través de WebSocket: <Buffer 7b 22 74 69 65 6d 70 6f 22 3a 30 2e 30 35 2c 22 64
65 72 69 76 61 63 69 6f 6e 31 22 3a 2d 30 2e 30 35 2c 22 64 65 72 69 76 61 63 69 6f 6e 32 22 3a 30 ... 24 more bytes>
0|websocket-server | Datos recibidos: {
0|websocket-server | tiempo: 0.05,
0|websocket-server | derivacion1: -0.05,
0|websocket-server | derivacion2: 0.09,
0|websocket-server | derivacion3: -0.14
0|websocket-server | }
0|websocket-server | Datos para retransmitir: {"tiempo":0.05,"derivacion1":-0.05,"derivacion2":0.09,"derivacion3":-0.14}
0|websocket-server | Mensaje retransmitido a un cliente: {"tiempo":0.05,"derivacion1":-0.05,"derivacion2":0.09,"derivacion3":-0.14}

```

Figura 30: Salida del servidor al recibir y retransmitir los datos a través de una conexión WebSocket SSL

8.6. Visualización de señales en la página web

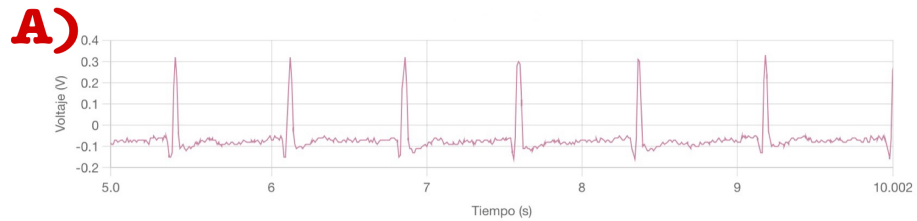
Se muestran la representación de las señales ECG correspondientes a las derivaciones I, II y III enviadas a través de redes móviles, usando el protocolo HTTP (Figura 31). Las señales se muestran en la página web, donde cada derivación se ilustra de manera individual para simplificar su comprensión. En este caso, la transmisión de datos a la página web es de

alrededor de 20 muestras por segundo, esto puede variar según la señal y cobertura que se logre tener al momento del envío de datos.

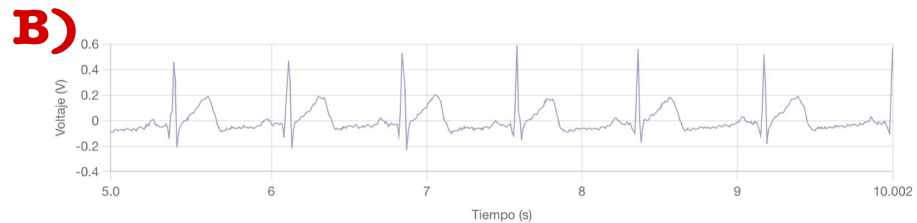
ECG - 3 Derivaciones

[Descargar Datos de las Gráficas](#)

Derivación 1



Derivación 2



Derivación 3

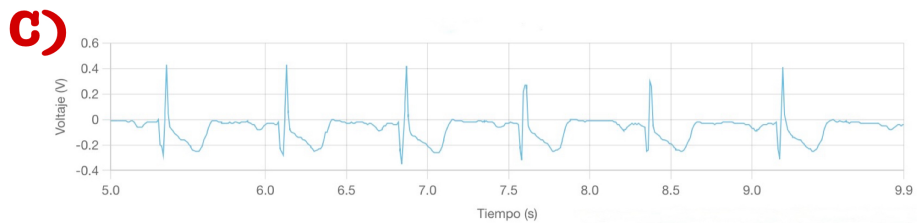


Figura 31: Visualización de las señales ECG correspondientes a las derivaciones estándar del electrocardiograma. (A) Derivación I, (B) Derivación II y (C) Derivación III. Capturadas y enviadas mediante redes móviles utilizando el protocolo HTTP para su visualización en una página web.

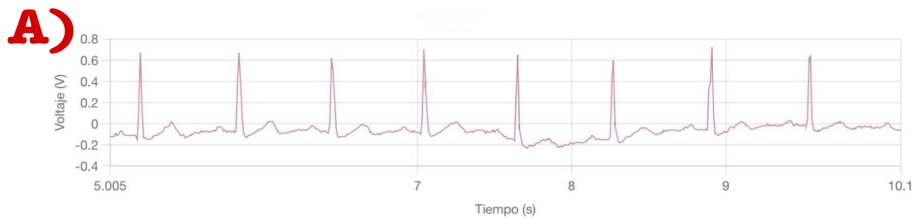
Se muestran las señales del electrocardiograma transmitidas a través de una conexión Wi-Fi empleando Websockets SSL (Figura 31). En este caso se puede observar una mejor continuidad en la forma de las señales de cada derivación, esto debido a que Websockets permite mantener una conexión constante y enviar datos de forma continua rápidamente. Mediante la conexión con Websockets se transmitieron cerca de 67 muestras por segundo, lo que permite que la visualización de las gráficas se realice de manera más rápida y eficiente. Además utilizando este método se utilizan protocolos de seguridad SSL para proteger la integridad de los datos.

Además, la página web permite al usuario descargar los datos enviados mediante un botón de descarga ubicado en la parte superior de la página web. Esta función brinda a los usuarios la posibilidad de examinar los datos del ECG obtenidos en un futuro, simplificando su almacenamiento y análisis más allá del ambiente de visualización de la página web.

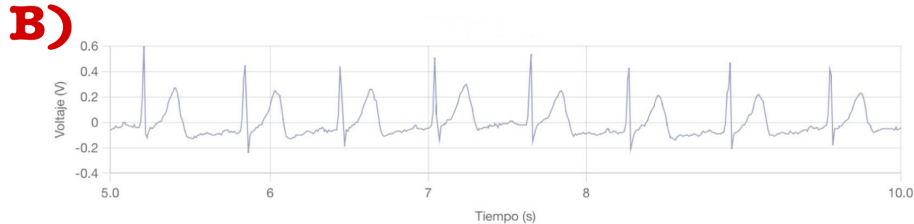
ECG - 3 Derivaciones

Descargar Datos de las Gráficas

Derivación 1



Derivación 2



Derivación 3

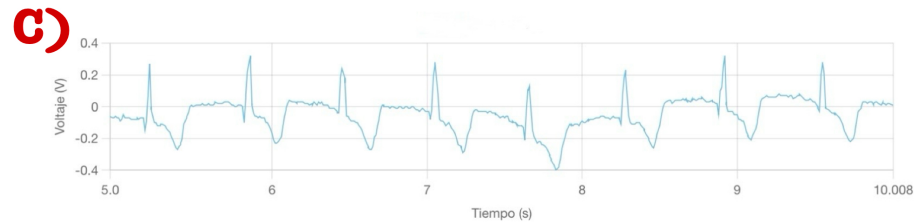


Figura 32: Visualización de las señales ECG correspondientes a las derivaciones estándar del electrocardiograma. (A) Derivación I, (B) Derivación II y (C) Derivación III. Capturadas y enviadas mediante Wi-Fi utilizando el protocolo WebSockets para su visualización en una página web

8.7. Validación de datos enviados

La comparativa entre las señales de electrocardiograma obtenidas mediante un biopac y las transmitidas a través de redes de comunicación móvil evidencia que ambas mantienen la forma de onda característica del electrocardiograma, con patrones claramente definidos como las ondas P, QRS y T (Figura 33). Sin embargo en las señales obtenidas en la pagina web la derivación I presenta una reducción de la amplitud. Esto sugiere que la transmisión mantiene de manera adecuada la estructura fundamental de la señal, a pesar de su reducción de amplitud en la derivación I. Las señales mantienen una sincronización óptima en el tiempo, con los picos R ocurriendo en los mismos instantes, lo que resulta beneficioso para el seguimiento en tiempo real.

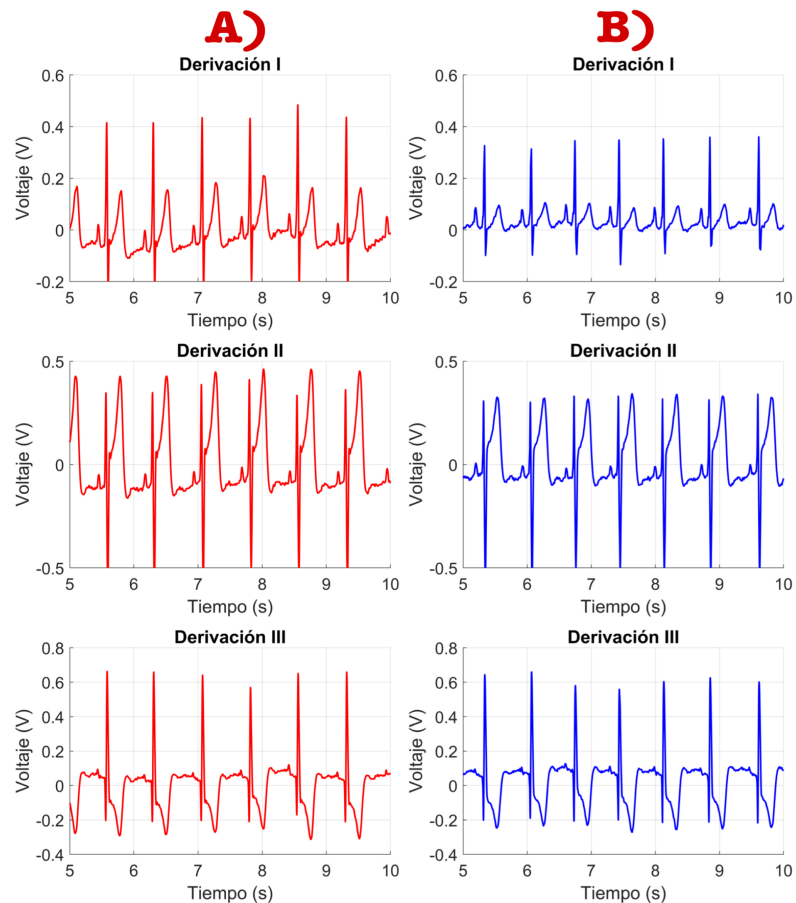


Figura 33: A) Señales ECG correspondientes al envío de las derivaciones I, II y III por medio de redes móviles, capturadas en el csv desde la pagina, B) Señales ECG correspondientes a las derivaciones I,II y III capturadas por el biopack.

La comparativa de las señales de electrocardiograma enviadas por Wi-Fi y mediante el biopac muestra un comportamiento similar a las señales enviadas a la pagina web vía redes móviles (Figura 34). Donde la morfología de la señal es similar a las obtenidas por el Biopac, sin embargo presenta una reducción de 0.6 V en la amplitud de la derivación I. Por lo que ambos métodos son capaces de mantener la morfología para un monitoreo remoto sin embargo tienen la limitación de la reducción de amplitud en la derivación I.

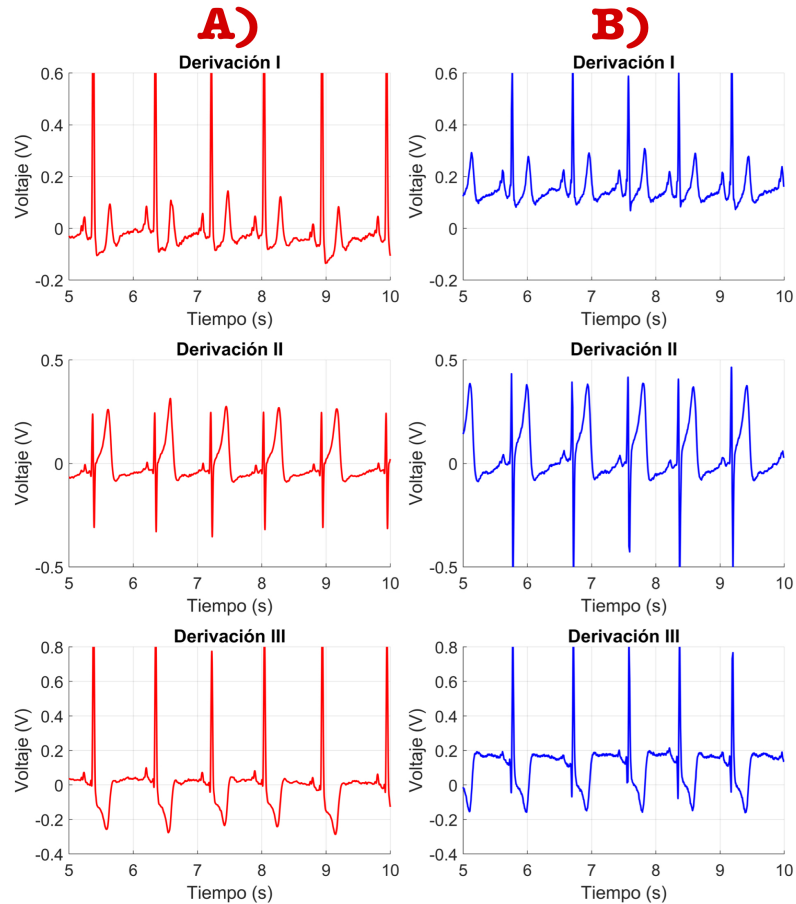


Figura 34: A) Señales ECG correspondientes al envío de las derivaciones I, II y III por medio de redes móviles, capturadas en el csv desde la pagina, B) Señales ECG correspondientes a las derivaciones I,II y III capturadas por el biopack.

8.8. Modulo de batería recargable

Para validar la efectividad del sistema de alimentación, se realizaron 10 pruebas de carga y descarga utilizando el módulo Power Bank QC4.0 con 2 baterías Li-On 18650 en paralelo, los tiempos prácticos mencionados corresponden al promedio de estas pruebas. Durante la operación del sistema, se registró una salida estable de 5.10 V, suficiente para abastecer a todos los componentes de manera constante y sin caídas de voltaje (Figura 35).

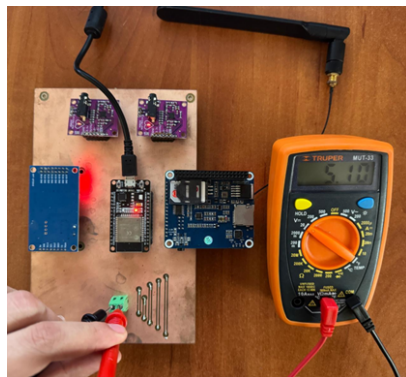


Figura 35: Medición de voltaje en el sistema de alimentación durante su operación, registrando una salida estable de 5.10 V

Además, se llevó a cabo una comparación visual entre valores teóricos y reales de los periodos de carga y descarga (Figura 36). Según los cálculos teóricos se proyectaba un tiempo de descarga de 9 horas y 54 minutos; no obstante, en la prueba práctica se obtuvo una autonomía un poco más extensa de 10 horas y 16 minutos. Respecto al tiempo de carga con un cargador de 18W, la estimación teórica indicaba 1 hora y 38 minutos, mientras que la recarga práctica se completó en 1 hora y 26 minutos.

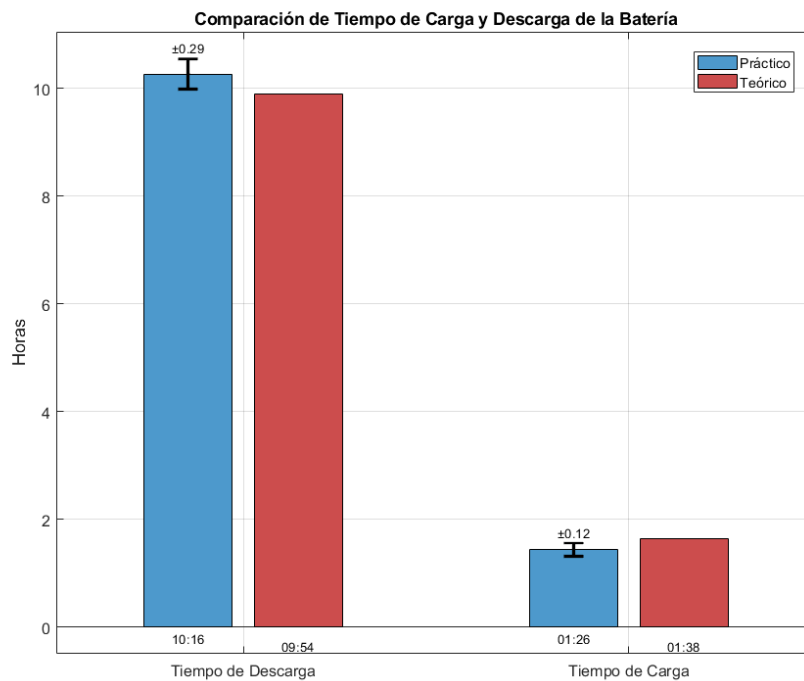


Figura 36: Gráfica comparativa de tiempos de carga y descarga del módulo de batería recargable.

8.9. Mejoras de hardware

Como parte de las mejoras implementadas se creó un circuito impreso (PCB) con el objetivo de mejorar la organización y la gestión de los distintos módulos (Figura 37). La placa no solo facilita la interconexión de módulos y sensores, sino que también disminuye la probabilidad de conexiones sueltas y mejora la robustez del sistema. Además, el diseño a medida facilita una integración más compacta y sistemática de los componentes, lo que favorece la eficiencia y estética del dispositivo.

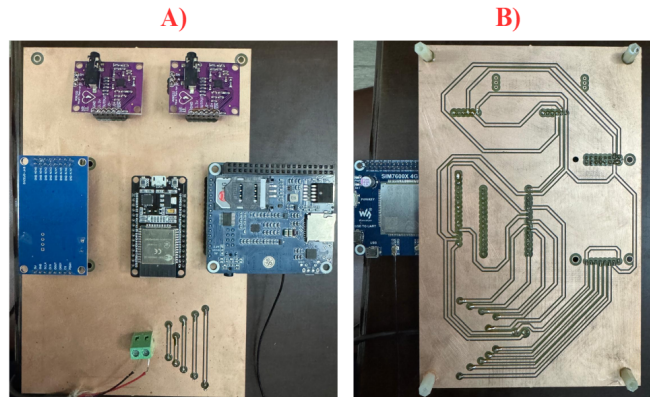


Figura 37: Vista de la PCB diseñada para la interconexión de todos los componentes. (A) Capa superior, donde se encuentran montados los módulos y componentes electrónicos. (B) Capa inferior, mostrando el diseño de las pistas de conexión

Además, se diseñó y fabricó un caso de acrílico a través de corte láser, un método que proporciona una protección física al dispositivo y asegura la longevidad de los componentes (Figura 38). Este caso transparente facilita una visión integral de los módulos internos, lo que optimiza su mantenimiento y supervisión. La estructura de acrílico ofrece un soporte apropiado y previene el desplazamiento de los componentes durante el transporte o uso continuo.

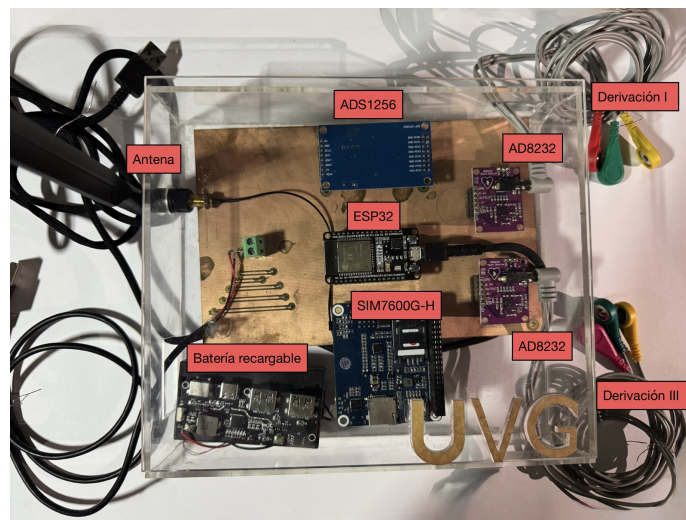


Figura 38: Dispositivo de monitoreo cardíaco en un case de acrílico

Durante el desarrollo inicial del proyecto, se propuso la implementación del módulo ADS1115 para la captura de señales, conforme a los objetivos establecidos. Sin embargo, en las pruebas preliminares se observó que el ADS1115 presentaba limitaciones considerables en su tasa de muestreo, lo que impactaba negativamente en la calidad y precisión de las señales de alta frecuencia. Debido a su capacidad insuficiente para capturar señales rápidas con la fidelidad requerida, se decidió buscar un módulo alternativo que cumpliera con los requerimientos de monitoreo cardíaco.

Los resultados obtenidos para la verificación de la comunicación SPI con señales simuladas (Sección 8.1) evidencian discrepancias y características relevantes entre las mediciones afectadas por el módulo ADS1256 y un osciloscopio. Estas señales se probaron a frecuencias de 1 Hz, 10 Hz y 100Hz, y cada una de ellas fue capturada mediante el ADS1256 como por el osciloscopio. Los diagramas ilustran las mediciones realizadas, presentado los resultados del ADS1256 de color azul y los del osciloscopio de color rojo.

Los resultados muestran que el ADS1256 tiende a subestimar ligeramente la amplitud de las señales en comparación con el osciloscopio, mientras que la frecuencia coincide estrechamente con los valores reales, con variaciones mínimas en cada prueba. Para la señal de 1 Hz, el ADS1256 registró frecuencias cercanas a 1 Hz, mostrando pequeñas variaciones en comparación con el osciloscopio (Figura 18 y 19). Para la señal de 10 Hz, el ADS1256 registró frecuencias dentro del rango esperado, con una ligera variación en comparación con el osciloscopio (Figura 20 y 21). Finalmente, para la señal de 100 Hz, el ADS1256 mostró el mismo patrón de comportamiento, con una pequeña variación en la frecuencia (Figura 22 y 23).

En todas las frecuencias la amplitud registrada por el ADS1256 fue un 20% inferior a la registrada por el osciloscopio, lo que podría estar asociado con la sensibilidad y sus propiedades de calibración. A pesar de estas fluctuaciones en la amplitud, la morfología

general de la señal se mantuvo consistente con el patrón original en cada prueba, lo que sugiere que el ADS1256 es capaz de conservar la estructura de las señales aunque con una precisión un poco menor en amplitud.

Los resultados de las señales cardíacas obtenidas para las derivaciones I, II y III indican que el sistema de captura permite capturar señales de alta calidad y consistencia en la observación de los ciclos cardíacos (Sección 8.2). La derivación I evidencia la presencia de los complejos QRS, junto con las ondas P y T, lo que corrobora que tanto el sensor AD8232 y el ADS1256 están operando de manera efectiva en la digitalización de la señal cardíaca (Figura 24).

Además, al aplicar la Ley de Einthoven para calcular la derivación II, los resultados muestran una señal con características similares, corroborando la metodología utilizada para obtener derivaciones adicionales sin la necesidad de un sensor AD8232 adicional. La señal correspondiente a la derivación II, calculada utilizando las derivaciones I y III, muestra uniformidad en las magnitudes y claridad de los componentes del ciclo cardíaco (Figura 25). Esta consistencia en las magnitudes y claridad de los componentes de la señal indica que tanto el sistema de adquisición como el procesamiento de datos cumplen con los requisitos para el monitoreo de esta derivación. Las señales de cada derivación muestran ciclos cardíacos coherentes, con complejos QRS claramente delineados y ondas P y T perceptibles, lo que confirma la calidad de las señales adquiridas. Estos resultados indican que la integración del sistema ADS1256 con los sensores es adecuada para capturar y amplificar la señal cardíaca.

Para corroborar la exactitud del sistema implementado, se compararon las señales electrocardiográficas obtenidas con el sistema Biopac MP36 en dos individuos examinando las derivaciones I, II y III (Figuras 26 y 27). A pesar de que se pueden apreciar disparidades en las magnitudes, particularmente en las derivaciones I y II, la morfología de las ondas permanece constante en ambos sistemas. En el primer sujeto las amplitudes en el sistema implementado fueron inferiores en todas las derivaciones en comparación con el Biopac MP36, presentando una discrepancia de hasta un 34 % (Figura 26). En el caso del segundo sujeto de pruebas, las discrepancias en amplitud fueron menos pronunciadas, alcanzando un 7 % en la derivación I (Figura 27). Pese a estas fluctuaciones en amplitud, la constancia en la morfología de las ondas QRS, P y T evidencia que el sistema captura señales ECG de alta fidelidad.

La conexión con la red 4G LTE a través del módulo SIM7600G-H demostró ser eficiente para la transmisión de datos desde ubicaciones remotas, como se esperaba para la conexión en entornos sin acceso a *Wifi*. El sistema logró establecer una conexión estable, corroborada por el informe -CNSMOD: 0,8", garantizando así una transmisión fiable a la red 4G (Figura 28). Esta conexión fue fundamental para garantizar que el sistema pudiera transmitir los datos de electrocardiogramas desde cualquier ubicación con cobertura de red móvil, cumpliendo así que el dispositivo tenga flexibilidad en la conectividad.

La transferencia de datos al servidor mediante redes móviles utilizando el protocolo HTTP (Figura 29) y a través de *Wifi* utilizando WebSockets SSL (Figura 30) mostró diferencias significativas en términos de eficiencia en la transmisión. En el caso de HTTP, la transmisión de datos se realiza en bloques con cierto grado de latencia, lo que influye en el tiempo de visualización en la página web. En cambio, la conexión a través de WebSockets SSL facilita un flujo de datos rápido y ininterrumpido, transmitiendo aproximadamente 67

muestras por segundo, garantizando una visualización mas fluida y eficiente de las señales en la pagina web. Esto convierto la conexión WebSocket en la opción mas idónea para el seguimiento en tiempo real de señales electrocardiográficas, dado a que preserva tanto la seguridad de la conexión a través de SSL como la integridad y rapidez de la transmisión de información.

La visualización de señales en la pagina web (Figura 31 y Figura 32) evidencia que las señales electrocardiográficas correspondientes a las derivaciones I,II y III representan de manera clara. La estructura de las ondas P, QRS y T se mantienen en ambos protocolos de conexión (HTTP y WebSockets), aunque la conexión a través de Websockets ofrece una actualización mas rápida, lo que optimiza la experiencia de monitoreo. Adicionalmente, la pagina web permite descargar los datos de las graficas, lo que facilita su analisis posterior y su almacenamiento. La verificación de los datos transmitidos evidencio que las señales captadas y transmitidas mediante redes móviles y *Wifi* mantienen la forma de onda esperada, similar a la observada en el Biopac MP36. Sin embargo se observo una disminución en la amplitud de la derivación I en comparación con el Biopac (Figura 33 y Figura 34).

Luego se realizaron evaluaciones del módulo de batería recargable (Figura 35) evidenciando que el sistema de suministro eléctrico es capaz de mantener un voltaje estable de 5.10 V, suficiente para suministrar voltaje para alimentar todos los componentes sin provocar caídas de energía. La comparativa entre las duraciones teóricas y practicas de carga y descarga (Figura 36) mostró que la duración practica de descarga supero ligeramente la estimación teórica alcanzando las 10 horas y 16 minutos, lo que corrobora la autonomía del sistema bajo condiciones de funcionamiento continuo. La carga practica también fue mas rápido de lo esperado, completándose en un tiempo de 1 hora y 26 minutos con un cargador de 18W, lo que evidencia la eficiencia del sistema de alimentación y su habilidad de recargarse rápidamente.

Ademas de las evaluaciones de alimentación, se incorporaron optimizaciones en el diseño físico del sistema, incorporando un circuito impreso (PCB) (Figura 37) y un case de acrílico para mejorar la organización y protección de los componentes. La PCB permite una interconexión mas compacta y sistemática entre los distintos módulos y sensores, reduciendo la probabilidad de conexiones sueltas y potenciando la robustez del sistema. Esto garantiza la estabilidad de todos los componentes, incluso durante el uso prolongado, complementando la autonomía que proporciona el módulo de batería recargable.

El case acrílico fabricado mediante corte láser (Figura 38) proporciona una protección física adicional al sistema, garantizando la durabilidad de los componentes y facilitando su monitorización visual. La estructura transparente no solo mejora la estética del dispositivo, si no que también previene el desplazamiento de los componentes internos durante el traslado, garantizado que el sistema conserve su integridad estructural en diversos contextos operativos. Estas optimizaciones en el hardware consolidan la fiabilidad y longevidad del sistema.

- El sistema logró transmitir información por medio de redes móviles (4G LTE) y *wifi*, garantizando una transmisión estable y segura al servidor. La opción de conectividad versátil permite la adaptabilidad del sistema a diversos contextos, proporcionando tanto la capacidad de monitoreo como la de transmisión en condiciones de cobertura reducida.
- La comunicación SPI entre el ESP32 y el módulo ADS1256 de 24 bits se logró con éxito, permitiendo una captura precisa de datos analógicos de ECG, gracias a la alta tasa de muestreo que superó las limitaciones del módulo ADS1115.
- Se logró la captura efectiva de las derivaciones I, II y III, con señales claras de los complejos cardíacos principales (P, QRS y T). A pesar de que se observaron leves fluctuaciones de amplitud en comparación con dispositivos biomédicos, el sistema demostró precisión en la forma de onda para garantizar un monitoreo fiable.
- El sistema de alimentación demostró una autonomía superior a las 10 horas, superando las expectativas y asegurando un abastecimiento constante de energía, lo que garantiza la integridad de las señales durante monitoreos prolongados.
- Las mejoras en el hardware, que incluyen la incorporación de un PCB y un case de acrílico, han logrado perfeccionar la organización y protección de los componentes, promoviendo una estructura más compacta y minimizando la probabilidad de conexiones sueltas. Esto incrementa la robustez y portabilidad del dispositivo.

- Para mejorar la funcionalidad del sistema, se sugiere la implementación de algoritmos de análisis de señales en tiempo real que identifiquen de manera automática anomalías cardíacas, proporcionando así notificaciones al personal médico.
- Para optimizar el rendimiento en tiempo real, se sugiere implementar el protocolo WebSocket para en el vivo a través de datos móviles. Con el objetivo enviar los datos a la página web de manera más rápida y segura.
- Implementar un sistema de notificaciones mediante mensajes de texto o correo electrónico que informe de manera automática de ritmos cardíacos anómalos. Esto para un seguimiento proactivo y posibilitaría intervenciones más ágiles cuando sea necesario.
- Evaluar la posibilidad de incorporar módulos de comunicación adicionales, tales como el internet de las cosas (NB-IoT) para contextos en los que 4G LTE no este disponible. Este enfoque podría potenciar la conectividad en regiones rurales o con una infraestructura de telecomunicaciones limitada.

-
- [1] C. Ávila, R. Bright, J. C. Gutiérrez et al., *Guatemala, Análisis del Sistema de Salud 2015*. Bethesda, MD: Proyecto Health Finance y Governance, Abt Associates Inc., 2015.
 - [2] Sotera Wireless, Inc., *ViSi Mobile: Comprehensive Surveillance Monitoring System*, San Diego, CA, jul. de 2015. dirección: <https://medaval.ie/docs/specs/Sotera-VisiMobile-Specs.pdf> (visitado 15-05-2024).
 - [3] VitalConnect, *Revolutionizing Patient Care with Biosensor Technology*. dirección: https://vitalconnect.com/wp-content/uploads/2017/01/MKT-034_A_VitalConnect-Product-Brochure.pdf (visitado 17-05-2024).
 - [4] J. D. Trujillo Sandoval, “Elaboración de Electrocardiograma con conectividad Wi-Fi para diagnóstico clínico remoto.” Tesis doct., Universidad del Valle de Guatemala, Guatemala, 2023.
 - [5] Ministerio de Salud Pública y Asistencia Social de Guatemala, *Lanzamiento de redes de telemedicina en Guatemala para mejorar el acceso a la atención médica en áreas remotas*. dirección: <https://www.mspas.gob.gt/component/k2/item/37-ministerio-de-salud-publica-con-apoyo-de-ops-oms-lanza-las-primeras-redes-de-telemedicina-en-tiempo-real-de-guatemala> (visitado 24-03-2024).
 - [6] A. Fernández y A. d. F. dos Santos, “Desarrollo de la telesalud en América Latina Aspectos conceptuales y estado actual,” dirección: <https://hdl.handle.net/11362/35453> (visitado 17-05-2024).
 - [7] M. Hautecoeur, M. V. Zunzunegui y B. Vissandjee, “Las barreras de acceso a los servicios de salud en la población indígena de Rabinal en Guatemala,” *Salud Pública de México*, vol. 49, n.º 2, abr. de 2007, ISSN: 0036-3634. DOI: 10.1590/S0036-36342007000200003. dirección: http://www.scielosp.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0036-36342007000200003&lng=es&nrm=iso&tlng=es.

- [8] F. J. Coma Martín, A. E. Hernández Cardona, L. L. S. Jerez de Hermsilla, E. E. Montúfar Velarde, C. X. Castañeda Colindres y C. V. Alas Gordillo, “Situación de Mortalidad Materna en Guatemala Años 2020 y 2021,” Dirección de Normatividad de Programas de Atención a las Personas, Programa Nacional de Salud Reproductiva, República de Guatemala, inf. téc., nov. de 2023. dirección: <https://www.mspas.gob.gt/component/k2/item/37-ministerio-de-salud-publica-con-apoyo-de-ops-oms-lanza-las-primeras-redes-de-telemedicina-en-tiempo-real-de-guatemala> (visitado 24-05-2024).
- [9] Comisión Económica para América Latina y el Caribe (CEPAL), “Los impactos socio-demográficos de la pandemia de COVID-19 en América Latina y el Caribe,” LC/CRPD.4/3, 2022. dirección: <https://hdl.handle.net/11362/47923> (visitado 17-04-2024).
- [10] E. Bámaca López, “Movilidad Humana por Motivos Ambientales y Climáticos en Guatemala,” *Revista Científica del Sistema de Estudios de Postgrado de la Universidad de San Carlos de Guatemala*, vol. 4, n.º 1, págs. 95-115, ene. de 2022, ISSN: 2707-2908, 2523-6121. DOI: 10.36958/sep.v4i1.78. dirección: <https://revistasep.usac.edu.gt/index.php/RevistaSEP/article/view/78>.
- [11] *World Bank Open Data*. dirección: <https://datos.bancomundial.org/indicador/SP.RUR.TOTL.ZS?locations=GT> (visitado 08-07-2024).
- [12] M. F. Chiang, J. B. Starren y G. Demiris, “Telemedicine and Telehealth,” en *Biomedical Informatics*, E. H. Shortliffe y J. J. Cimino, eds., Cham: Springer International Publishing, 2021, págs. 667-692, ISBN: 978-3-030-58720-8 978-3-030-58721-5. DOI: 10.1007/978-3-030-58721-5_20. dirección: https://link.springer.com/10.1007/978-3-030-58721-5_20.
- [13] F. Saigí-Rubió, J. Torrent-Sellens, N. Robles, J. E. Pérez Palaci y M. I. Baena, *Estudio sobre telemedicina internacional en América Latina: motivaciones, usos, resultados, estrategias y políticas*. 2021. DOI: 10.18235/0003438. (visitado 17-04-2024).
- [14] J. Craig y V. Petterson, “Introduction to the Practice of Telemedicine,” *Journal of Telemedicine and Telecare*, vol. 11, n.º 1, págs. 3-9, ene. de 2005, ISSN: 1357-633X, 1758-1109. DOI: 10.1177/1357633X0501100102. dirección: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/1357633X0501100102>.
- [15] F. González, M. I. Arteaga, M. L. Jofré, M. Valdebenito y J. Pardo, “Importancia del electrocardiograma en el diagnóstico del infarto agudo al miocardio por obstrucción del tronco común de arteria coronaria izquierda,” *Revista médica de Chile*, vol. 148, n.º 10, págs. 1508-1512, oct. de 2020, ISSN: 0034-9887. DOI: 10.4067/S0034-98872020001001508. dirección: http://www.scielo.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872020001001508&lng=en&nrm=iso&tlng=en.
- [16] J. Schläpfer y H. J. Wellens, “Computer-Interpreted Electrocardiograms,” *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 70, n.º 9, págs. 1183-1192, ago. de 2017, ISSN: 07351097. DOI: 10.1016/j.jacc.2017.07.723. dirección: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0735109717387946>.
- [17] W. F. Boron y E. L. Boulpaep, *Medical Physiology: A Cellular and Molecular Approach*. Philadelphia, PA: Saunders, an imprint of Elsevier Inc., 2009, International Edition ISBN: 978-0-8089-2360-2, ISBN: 978-1-4160-3115-4.
- [18] L. H. Opie, *Heart Physiology: From Cell to Circulation*, 4th. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2004, ISBN: 978-0-7817-4278-8.

- [19] J. E. Hall y M. E. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*, 14th. Elsevier, 2020, Paperback ISBN: 978-0323672801, eBook ISBN: 978-0323640046, ISBN: 978-0323597128.
- [20] D. Mohrman y L. Heller, *Cardiovascular Physiology Concepts*, 2nd. Lippincott Williams & Wilkins, 2012, ISBN: 978-1451113846.
- [21] World Health Organization, *Cardiovascular diseases (CVDs)*, 2021. dirección: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-cvds>.
- [22] J. M. Gaziano, “Global burden of cardiovascular disease,” en *Braunwald’s Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, D. P. Zipes et al., eds., 10th. Elsevier, 2015, págs. 1-20.
- [23] T. Jessup y S. Brozena, “Heart failure,” *New England Journal of Medicine*, vol. 348, n.º 20, págs. 2007-2018, 2003. DOI: 10.1056/NEJMra021498.
- [24] R. N. Fogoros, *Electrophysiological Disorders of the Heart: Insights into Cardiac Arrhythmias*, 5th. Wiley-Blackwell, 2012.
- [25] B. J. Maron, “Hypertrophic cardiomyopathy: a systematic review,” *JAMA*, vol. 287, n.º 10, págs. 1308-1320, 2002. DOI: 10.1001/jama.287.10.1308.
- [26] R. Barr y R. Plonsey, *Título del libro*. USA: Springer Science+Business Media, LLC, 2007, Library of Congress Control Number: 2007926470, ISBN: 978-0-387-48864-6.
- [27] J. G. Andrews, “What Will 5G Be?” *IEEE Journal on Selected Areas in Communications*, vol. 32, n.º 6, págs. 1065-1082, 2014. DOI: 10.1109/JSAC.2014.2328098.
- [28] D. C. Popescu et al., “The Fourth Generation of Mobile Telephony — LTE Technology,” *Electronics and Electrical Engineering*, vol. 115, n.º 9, págs. 123-126, 2011. DOI: 10.1109/EEE.2011.6024263.
- [29] “EVOLUCION DE LAS REDES MÓVILES hasta hoy en día y el impacto de la red móvil de quinta generación,” *Revista Digital De Tecnologías Informáticas Y Sistemas*, vol. 3, n.º 1, 2019, Consultado en 2024-11-12. dirección: <https://www.redtis.org/index.php/Redtis/article/view/36>.
- [30] H. Holma y A. Toskala, *LTE for UMTS: OFDMA and SC-FDMA based radio access*. Wiley, 2009.
- [31] A. Ghosh et al., “4G LTE-Advanced Pro and the Road to 5G,” *IEEE Communications Magazine*, vol. 54, n.º 4, págs. 40-47, 2016. DOI: 10.1109/MCOM.2016.7452271.
- [32] 3GPP, “Technical Specification Group Radio Access Network; Evolved Universal Terrestrial Radio Access (E-UTRA); LTE Physical Layer; General Description (Release 13),” 3GPP, inf. téc. TS 36.201, jun. de 2016.
- [33] L. Zhen, L. Wen-Tao e Y. Mei, “Voice over LTE: A Comprehensive Analysis,” *IEEE Wireless Communications*, vol. 25, n.º 5, págs. 114-121, 2018. DOI: 10.1109/MWC.2018.1700328.
- [34] M. E. Quitaquís, “Estudio de la comunicación con comandos AT y microcontroladores. Caso práctico: Implementación de un prototipo sistema de gestión de alarma para viviendas con monitoreo mediante telefonía celular,” Repositorio Digital ESPOCH, Tesis de pregrado, Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2010. dirección: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/331>.

- [35] A. Osseiran et al., *Mobile and Wireless Communications for IMT-Advanced and Beyond*. Wiley, 2010.
- [36] S. Sesia, M. Baker e I. Toufik, *LTE: The UMTS Long Term Evolution*. Wiley, 2009.
- [37] S. Parkvall, A. Furuskar y E. Dahlman, “Evolution of LTE toward IMT-advanced,” *IEEE Communications Magazine*, vol. 49, n.º 2, págs. 84-91, 2011. DOI: 10.1109/MCOM.2011.5706317.
- [38] A. Rachedi y A. Benslimane, “A survey on delay-tolerant networks: from networking to application,” *Wireless Communications and Mobile Computing*, vol. 9, n.º 4, págs. 385-408, 2009. DOI: 10.1002/wcm.656.
- [39] D. Sector, *Global Connectivity Report 2022*. ITUPublications International Telecommunication Union, 2022.
- [40] K. Zheng, L. Hou y W. Xiang, “Soft defined and virtualized 5G networks: a survey,” *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, vol. 17, n.º 4, págs. 2293-2318, 2015. DOI: 10.1109/COMST.2015.2442349.
- [41] X. Chen, Y. Hu y X. Zhou, “Challenges and Solutions in Future 4G LTE-based Wearable and Medical Device Applications,” *IEEE Access*, vol. 5, págs. 4234-4247, 2017. DOI: 10.1109/ACCESS.2017.2677523.
- [42] T. Nakamura et al., “Trends in Small Cell Enhancements in LTE Advanced,” *IEEE Communications Magazine*, vol. 51, n.º 9, págs. 98-105, 2013. DOI: 10.1109/MCOM.2013.6576343.
- [43] R. Fielding y J. Reschke, “Hypertext Transfer Protocol (HTTP/1.1): Message Syntax and Routing,” Internet Engineering Task Force (IETF), Request for Comments 7230, jun. de 2014, Obsoletes RFC 2145, RFC 2616; Updates RFC 2817, RFC 2818. dirección: <https://www.rfc-editor.org/rfc/rfc7230.txt>.
- [44] C. Jennings, B. Lowekamp y E. Rescorla, *WebRTC 1.0: Real-time Communication Between Browsers*, W3C Working Draft, abr. de 2019.
- [45] T. Berners-Lee, R. Fielding y H. Frystyk, “Hypertext Transfer Protocol (HTTP/1.0),” Internet Engineering Task Force (IETF), Request for Comments 1945, mayo de 1996. dirección: <https://www.rfc-editor.org/rfc/rfc1945> (visitado 24-07-2024).
- [46] B. Pollard, *HTTP/2 in Action*. Shelter Island, NY: Manning Publications Co., 2019, ISBN: 978-1617296129.
- [47] ByteByteGo, *The Foundation of REST API: HTTP*, ByteByteGo Newsletter, jul. de 2023. dirección: <https://blog.bytebytego.com/p/the-foundation-of-rest-api-http>.
- [48] E. Rescorla, “The Transport Layer Security (TLS) Protocol Version 1.3,” Internet Engineering Task Force (IETF), inf. téc., ago. de 2018, Obsoletes RFCs 5077, 5246, 6961. Updates RFCs 5705, 6066. dirección: <https://www.rfc-editor.org/rfc/rfc8446.txt>.
- [49] M. Bishop, *Introduction to Computer Security*. Addison-Wesley, 2005.
- [50] A. Xu, *How does HTTPS work? (Episode 6)*, ByteByteGo Newsletter, mayo de 2022. dirección: <https://blog.bytebytego.com/p/how-does-https-work-episode-6>.
- [51] I. Fette y A. Melnikov, “The WebSocket Protocol,” Internet Engineering Task Force, inf. téc. RFC 6455, dic. de 2011.

- [52] M. Lubbers y F. Kriens, *Pro HTML5 Programming: Powerful APIs for Richer Internet Application Development*. Apress, 2010.
- [53] S. Gawande et al., “Comparative Study of Security Measures in WebSockets over HTTPS and WSS Protocols,” *International Journal of Computer Applications*, vol. 160, n.º 4, págs. 17-21, feb. de 2017.
- [54] *Data Engineering Initiative PlayBook*, https://docs.developer.tech.gov.sg/docs/data-engineering-initiative-playbook/Chapter5/Introduction_toWebSockets.
- [55] K. Hodges y S. Dushay, “WebSocket Secure (WSS) Protocol,” *IEEE Transactions on Communications*, vol. 28, n.º 6, págs. 1543-1551, jun. de 2016.
- [56] T. Lee, “Real-time Communication Protocols for IoT in Healthcare Applications,” *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 6, n.º 2, págs. 1396-1403, 2019. DOI: 10.1109/JIOT.2018.2876727.
- [57] I. E. Commission, *Medical electrical equipment - Part 2-25: Particular requirements for the basic safety and essential performance of electrocardiographs (IEC 60601-2-25)*. Ginebra, Suiza: IEC, 2020.

