



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE QUITO
CARRERA DE BIOMEDICINA**

**IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE TELEMONITOREO PARA LA
DETECCIÓN TEMPRANA DE PRESIÓN ARTERIAL ELEVADA**

**Trabajo de titulación previo a la obtención del Título de:
INGENIERO BIOMÉDICO**

AUTOR: SEBASTIÁN PATRICIO QUEZADA NOROÑA

TUTOR: ING. LUIS GEOVANNY ROMERO MEJÍA

Quito-Ecuador

2025

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Sebastian Patricio Quezada Noroña con documento de identificación N° 1723889034 manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 17 de febrero del año 2025

Atentamente,

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Sebas', is written over a horizontal dashed line.

Sebastián Patricio Quezada Noroña
1723889034


**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE
TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, Sebastian Patricio Quezada Noroña con documento de identificación No. 1723889034, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del Proyecto Técnico: “IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE TELEMONITOREO PARA LA DETECCIÓN TEMPRANA DE PRESIÓN ARTERIAL ELEVADA”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en biomedicina , en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 17 de febrero del año 2025

Atentamente,



Sebastián Patricio Quezada Noroña


1723889034

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Luis Geovanny Romero Mejía con documento de identificación N° 1714731203, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: “IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE TELEMONITOREO PARA LA DETECCIÓN TEMPRANA DE PRESIÓN ARTERIAL ELEVADA”, realizado por Sebastián Patricio Quezada Noroña con documento de identificación N° 1723889034, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 17 de febrero del año 2025

Atentamente,



Luis Geovanny Romero Mejía

1714731203

Dedicatoria

A Dios, por ser mi guía y fuente inagotable de fuerza, sabiduría y amor.

A mi padre, Patricio, y a mi madre, Doris, por su amor incondicional y por enseñarme el valor del esfuerzo y la dedicación.

A mis hermanas, Cintia y Diana, por su apoyo constante y por creer en mí en los momentos más difíciles.

Y a mis sobrinas, Izabella y Abigail, quienes llenan mi vida de alegría y motivan mis sueños con sus sonrisas.

Agradecimientos

Quiero expresar mi sincero reconocimiento a todos los profesores de la Universidad Politécnica Salesiana, quienes a lo largo de mi carrera me han impartido valiosos conocimientos y habilidades. Sus enseñanzas no solo me ayudaron a comprender conceptos complejos, sino que también me motivaron a aplicar lo aprendido de manera práctica y significativa en este proyecto.

Agradezco también a la institución por haberme proporcionado un entorno académico y los recursos adecuados, incluyendo laboratorios bien equipados, que permitieron llevar a cabo esta investigación de manera exitosa. El acceso a estas instalaciones fue crucial para materializar y poner en práctica las ideas desarrolladas durante mi formación.

Finalmente, a todos aquellos que, directa o indirectamente, influyeron en mi camino académico, les agradezco su apoyo y el aliento constante que me impulsaron a perseverar hasta el final.

Resumen

Se presenta un sistema de telemonitoreo diseñado para la detección temprana de niveles elevados de presión arterial, el cual integra diversas tecnologías biomédicas y de comunicación. Mediante el uso de electrocardiografía y fotopletismografía se obtiene información precisa sobre la función cardiovascular del usuario necesaria para calcular el tiempo de tránsito del pulso. Este indicador, obtenido al medir el intervalo entre el pico R (el punto de mayor amplitud de la onda eléctrica del corazón) y el pico de mayor amplitud de la onda de pulso sanguíneo, está directamente relacionado con la rigidez arterial y facilita una evaluación no invasiva de alteraciones cardiovasculares. La adquisición, gestión y transmisión de los datos se realiza a través de un microcontrolador ESP32, conocido por su bajo consumo y versatilidad, mientras que el módulo SIM800L se encarga de enviar la información mediante redes GPRS, lo que permite la conectividad remota en tiempo real desde cualquier punto con acceso a cobertura de red móvil. Además, las solicitudes HTTP generadas por el sistema son dirigidas a un servidor intermediario, el cual procesa la información y la integra con la plataforma Twilio. Gracias a esta integración, se habilita el envío automático de alertas personalizadas a través de WhatsApp, permitiendo notificar tanto al usuario como al profesional de la salud de manera inmediata ante valores críticos o tendencias ascendentes de la presión arterial. Este sistema ofrece una herramienta práctica, portátil y de alta precisión para el monitoreo continuo de parámetros cardiovasculares, contribuyendo significativamente al cuidado preventivo y la detección temprana de la hipertensión fuera del entorno clínico. Esto no solo fortalece la adherencia al cuidado de la salud, sino que también brinda mayor tranquilidad y una vigilancia más estrecha sobre una condición que, al ser controlada a tiempo, puede prevenir complicaciones serias a largo plazo.

Palabras clave: Telemedicina, Monitoreo Ambulatorio, Hipertensión, Electrocardiografía, Fotopletismografía, Medicina Personalizada, Calibración.

Abstract

A telemonitoring system designed for the early detection of elevated blood pressure levels is presented, integrating various biomedical and communication technologies. By using electrocardiography and photoplethysmography, precise information about the user's cardiovascular function is obtained, which is necessary to calculate pulse transit time. This indicator, determined by measuring the interval between the R peak (the highest amplitude point of the heart's electrical wave) and the highest amplitude point of the blood pulse wave, is directly related to arterial stiffness and facilitates a non-invasive evaluation of cardiovascular alterations. The acquisition, management, and transmission of data are carried out through an ESP32 microcontroller, known for its low power consumption and versatility, while the SIM800L module is responsible for transmitting the information via GPRS networks, enabling real-time remote connectivity from any point with access to mobile network coverage. Additionally, HTTP requests generated by the system are directed to an intermediary server, which processes the information and integrates it with the Twilio platform. Thanks to this integration, the automatic sending of personalized alerts through WhatsApp is enabled, allowing immediate notification to both the user and the healthcare professional in the event of critical values or upward trends in blood pressure. This system provides a practical, portable, and highly accurate tool for the continuous monitoring of cardiovascular parameters, significantly contributing to preventive care and the early detection of hypertension outside the clinical setting. This not only strengthens adherence to health care but also offers greater peace of mind and closer monitoring of a condition that, when controlled in time, can prevent serious long-term complications.

Keywords: Telemedicine, Ambulatory Monitoring, Hypertension, Electrocardiography, Photoplethysmography, Personalized Medicine, Calibration.

Contenido

Agradecimientos	ix
Resumen	xi
Lista de símbolos	xv
1. Introducción	1
2. Objetivos	4
2.1. Objetivo General	4
2.2. Objetivos Específicos	4
3. Capítulo 1: Fundamentos y Recursos	5
3.1. Herramientas de Programación, Diseño, Análisis y Servicios	5
3.1.1. Software de Análisis de Señales: MATLAB	5
3.1.2. Plataforma de Programación: Arduino	5
3.1.3. Lenguaje de Programación para el Servidor Flask y Entrenamiento de Modelos: Python	6
3.1.4. Entorno de Desarrollo para el Servidor Flask: Visual Studio Code	6
3.1.5. Plataforma de Despliegue de Servidor: DigitalOcean	6
3.1.6. Servicio de Envío de Notificaciones: Twilio	7
3.1.7. Software de Diseño PCB: Proteus Design Suite	7
3.1.8. Software de Diseño 3D: Autodesk Inventor	8
3.2. Componentes Principales del Circuito	8
3.2.1. Microcontrolador: ESP32	8
3.2.2. Módulo de Electrocardiografía: AD8232	10
3.2.3. Módulo de Fotopletismografía: MAX30102	11
3.2.4. Módulo de Comunicación GSM/GPRS: SIM800L	12
3.2.5. Convertidor de Nivel Lógico: TXS0108E	14
3.2.6. Regulador de Voltaje: LM2596S	15
4. Capítulo 2: Metodología y desarrollo	17
4.1. Diseño y Configuración de la Fuente de Energía	17
4.2. Procesamiento de Señales Biomédicas	19
4.3. Desarrollo del Código en Arduino IDE	24

4.4. Desarrollo del Servidor Intermediario	27
4.5. Diseño y Fabricación de la PCB	30
4.6. Diseño de la Estructura para Integrar los Componentes	33
4.7. Funcionamiento General del Circuito	36
5. Capítulo 3: Discusión y Análisis de Métricas	41
5.1. Datos Promediados de las Variables Principales por Usuario	41
5.2. Análisis de Errores de BPM (ECG y PPG)	43
5.3. Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV)	44
5.4. Coeficiente de Correlación de Pearson	45
6. Capítulo 4: Resultados Finales del Análisis	47
6.1. Evaluación del Modelo Gradient Boosting	47
6.2. Coeficientes Destilados para Implementación en Hardware	49
7. Conclusiones y recomendaciones	51
7.1. Conclusiones	51
7.2. Recomendaciones	52
A. Anexo: Funcionamiento del Servidor Intermediario	53
B. Anexo: Diseño y Fabricación de la PCB	55
C. Anexo: Diseño de la Estructura para Integrar los Componentes	58
D. Anexo: Discusión y Análisis de Métrica	61
E. Anexo: Resultados Finales del Análisis	68
F. Anexo: Consentimiento informado	72
Bibliografía	80

Lista de símbolos

Unidades y Símbolos Técnicos

Símbolo	Término	Unidad SI	Definición
A	Corriente eléctrica	Amperios (A)	$1 A = \frac{C}{s}$
Hz	Frecuencia	Hertz (Hz)	$1 Hz = \frac{1}{s}$
mAh	Capacidad	Miliamperios-hora (mAh)	$1 mAh = 3,6 C$
ms	Tiempo	Milisegundos (ms)	$1 ms = 10^{-3} s$
V	Voltaje	Voltios (V)	$1 V = \frac{W}{A}$
Ω	Resistencia eléctrica	Ohmios (Ω)	$1 \Omega = \frac{V}{A}$

Abreviaturas

Abreviatura	Término
<i>API</i>	Interfaz de Programación de Aplicaciones
<i>ECG</i>	Electrocardiografía
<i>GPRS</i>	Servicio General de Paquetes vía Radio
<i>HTTP</i>	Protocolo de Transferencia de Hipertexto
<i>HTTPS</i>	Protocolo Seguro de Transferencia de Hipertexto
<i>IDE</i>	Entorno de Desarrollo Integrado
<i>IoT</i>	Internet de las Cosas
<i>LPM</i>	Latidos por Minuto
<i>MAX30102</i>	Sensor de Fotopleletismografía
<i>PAD</i>	Presión Arterial Diastólica

Abreviatura Término

<i>PAS</i>	Presión Arterial Sistólica
<i>PPG</i>	Fotopletismografía
<i>PTT</i>	Tiempo de Tránsito del Pulso
<i>SIM</i>	Módulo de Identidad del Suscriptor

1. Introducción

La hipertensión arterial se ha identificado como una de las principales causas de mortalidad a nivel global, afectando alrededor del 12.8 % de la población mundial. Esta condición no presenta síntomas en sus etapas iniciales, lo que puede llevar a complicaciones graves a largo plazo. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), estudios epidemiológicos indican que su prevalencia aumenta con la edad, especialmente en mayores de 60 años, quienes están en alto riesgo de sufrir consecuencias severas [22].

De acuerdo con lo mencionado anteriormente, este trastorno es una de las principales causas de enfermedades cardiovasculares y accidentes cerebrovasculares, representando así una carga significativa para los sistemas de salud y para la calidad de vida de las personas. Se estima que más del 30 % de la población adulta en el mundo la padece, y muchos casos no reciben diagnóstico ni tratamiento adecuados. Esto, además de afectar el bienestar individual, implica costos considerables en la atención sanitaria y disminución de la productividad [5].

Por otra parte, en América Latina, aproximadamente un 47.5 % de la población vive con esta afección, especialmente en países como México, Brasil y Argentina. Los índices elevados reflejan los desafíos existentes en diversos sectores, donde el estilo de vida urbano y la falta de herramientas de monitoreo continuo favorecen la propagación del problema. Esta situación añade una carga notable a los servicios de salud, dado que la condición es un factor clave en la aparición de cuadros cardiovasculares y cerebrovasculares graves [28].

En el caso específico de Ecuador, la cifra alcanza alrededor del 25.8 % de los adultos, con una ligera variación por género: 24.7 % en mujeres y 27.2 % en hombres. Este escenario representa un reto para los servicios públicos y privados, ya que un gran número de personas desconoce su estado o no recibe atención oportuna, incrementando así el riesgo de complicaciones. Además, el impacto económico sobre el sistema sanitario es considerable, subrayando la necesidad de estrategias de monitoreo que resulten eficaces y sostenibles a largo plazo [28]. Asimismo, la identificación de individuos que presentan el trastorno sin manifestaciones visibles, así como la disponibilidad de herramientas eficaces para el control diario en personas con riesgo, contribuye a prevenir la aparición de enfermedades cardiovasculares severas. La detección temprana resulta fundamental para aplicar soluciones oportunas [29, 35]. El uso de telemedicina ha demostrado eficacia en la mejora del acceso a la atención médica de adultos mayores, facilitando intervenciones a tiempo y reduciendo barreras geográficas, mejorando de esta forma la continuidad del cuidado [23].

Sin embargo, los métodos tradicionales de medición, basados en técnicas oscilométricas,

presentan limitaciones al requerir procedimientos estrictos durante la toma de datos. Estas condiciones resultan incómodas y poco prácticas para un monitoreo constante durante las actividades cotidianas [35].

Por consiguiente, la integración de señales de electrocardiografía (ECG) y fotopletimografía (PPG) abrió nuevas posibilidades, permitiendo estimar los valores tensionales en tiempo real mediante dispositivos portátiles. Mientras la PPG mide variaciones en el volumen sanguíneo a través de la absorción de luz, la ECG registra la actividad eléctrica del corazón. Al combinar ambas señales, se obtiene el Tiempo de Tránsito del Pulso (PTT), un indicador que ha demostrado ser efectivo para estimaciones indirectas [29, 35].

Como resultado, investigaciones recientes confirman que el PTT es confiable para monitorear cambios dinámicos, por ejemplo, ante variaciones posturales o durante el ejercicio. Su implementación en dispositivos portátiles permite un seguimiento continuo y preciso, aspecto esencial para detectar la hipertensión en etapas asintomáticas [18].

En este sentido, el desarrollo de un sistema de telemonitoreo para la detección temprana de valores tensionales elevados tiene el potencial de transformar este panorama, al posibilitar un control constante y certero fuera del entorno clínico. Esto promueve la detección precoz de anomalías y la intervención oportuna, reduciendo así complicaciones severas, hospitalizaciones innecesarias y tasas de mortalidad asociadas [35].

De igual forma, la principal contribución se centra en la creación de una herramienta tecnológica avanzada que beneficiará a usuarios, profesionales de la salud e instituciones dedicadas a la atención de enfermedades crónicas. Además, el sistema podría servir como modelo para la implementación de tecnologías similares en otros campos, ampliando su alcance a una población más diversa [5, 35].

El estudio se organiza en etapas fundamentales. Primero, se realiza una revisión exhaustiva de la literatura, explorando métodos no invasivos aplicables al monitoreo de la tensión. Luego, se diseña y construye un prototipo que integra sensores de ECG y PPG para obtener el PTT. Posteriormente, se llevan a cabo pruebas en entornos controlados para evaluar precisión, fiabilidad y comodidad. Una vez obtenidos los datos, se aplican análisis estadísticos. Finalmente, el sistema se valida clínicamente con usuarios, incorporando mejoras a partir del feedback de los mismos.

Por otro lado, este proyecto se enfoca exclusivamente en el desarrollo, validación y evaluación de un prototipo de telemonitoreo orientado a la detección temprana de valores tensionales elevados. Las pruebas se realizarán en condiciones controladas y con una población específica, sin considerar otras patologías ni señales fisiológicas, para concentrar los esfuerzos únicamente en el objetivo principal.

En definitiva, la relevancia de este estudio radica en su potencial para modificar el enfoque actual en la detección y manejo de la hipertensión. La oferta de un sistema de monitoreo continuo y preciso fuera del entorno clínico permite identificar anomalías a tiempo, facilitando intervenciones oportunas que disminuyan la gravedad de las complicaciones, la necesidad de hospitalización y la mortalidad asociada. Además, en el ámbito de la telemedicina y el análisis

de bioseñales, este avance tecnológico aporta beneficios a usuarios, profesionales y entidades de salud, y puede servir de inspiración para el desarrollo de soluciones similares aplicables a otros ámbitos de la medicina [5, 35].

2. Objetivos

2.1. Objetivo General

- Desarrollar e implementar un sistema de telemonitoreo para la detección temprana de presión arterial elevada, optimizando la monitorización continua y la precisión en la detección de anomalías.

2.2. Objetivos Específicos

- Identificar los requisitos técnicos y funcionales del sistema de telemonitoreo, incluyendo especificaciones de hardware y software necesarios para la monitorización continua de la presión arterial.
- Analizar las tecnologías de sensores y algoritmos de procesamiento de datos más adecuados para la monitorización continua de la presión arterial.
- Implementar los sensores seleccionados y algoritmos de procesamiento de datos en un prototipo funcional que pueda monitorizar la presión arterial de manera continua.
- Evaluar el rendimiento del prototipo en términos de precisión, fiabilidad y comodidad del paciente bajo diferentes condiciones.
- Validar la eficacia del sistema mediante pruebas clínicas con pacientes, recogiendo feedback y ajustando el sistema según sea necesario.

3. Capítulo 1: Fundamentos y Recursos

3.1. Herramientas de Programación, Diseño, Análisis y Servicios

3.1.1. Software de Análisis de Señales: MATLAB

- Es un entorno de cálculo técnico que integra herramientas numéricas, visualizaciones gráficas y programación orientada a matrices, lo que facilita el análisis y procesamiento de señales en tiempo real. Sus funciones avanzadas y toolboxes especializados permiten diseñar, simular y optimizar filtros digitales, incluidos FIR e IIR, y visualizar respuestas en frecuencia. Esta flexibilidad y la calidad de sus resultados lo han posicionado como un estándar en el ámbito académico, industrial y de investigación [13].

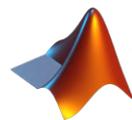


Figura 3-1.: Logotipo de Matlab [13].

3.1.2. Plataforma de Programación: Arduino

- Es una plataforma de código abierto que facilita la creación de prototipos, combinando hardware y software de forma sencilla. Su interfaz intuitiva es ideal para principiantes, mientras que el soporte para C/C++ ofrece flexibilidad a usuarios avanzados. Basada en Wiring, la plataforma permite incorporar bibliotecas y ampliar funcionalidades, abarcando desde placas simples hasta controladores más potentes como el ESP32 [38].



Figura 3-2.: Logotipo del IDE de Arduino [38].

3.1.3. Lenguaje de Programación para el Servidor Flask y Entrenamiento de Modelos: Python

- Es un lenguaje de alto nivel, sencillo de aprender, con sintaxis clara y soporte para varios paradigmas de programación. Su extensa biblioteca estándar y la posibilidad de integrar módulos en C/C++ le permiten abordar proyectos complejos, desde análisis de datos y machine learning hasta desarrollo web y robótica. Además, es código abierto, multiplataforma y cuenta con una comunidad activa, lo que lo convierte en una opción sólida para integraciones avanzadas, incluyendo entornos embebidos y servidores web [31].



Figura 3-3.: Logotipo del Python[31].

3.1.4. Entorno de Desarrollo para el Servidor Flask: Visual Studio Code

- Es un editor de código gratuito y de código abierto, compatible con Linux, macOS y Windows. Ofrece autocompletado inteligente (IntelliSense), resaltado de sintaxis y herramientas de depuración integradas. Su versatilidad lo convierte en una opción idónea para desarrollar servidores locales con Flask y, posteriormente, desplegarlos en la nube. Además, integra Git, facilita la gestión de archivos y admite extensiones que mejoran significativamente el flujo de trabajo. [20].



Figura 3-4.: Logotipo de Visual Studio Code [20].

3.1.5. Plataforma de Despliegue de Servidor: DigitalOcean

- Ofrece servidores virtuales (droplets) en la nube con precios accesibles y una interfaz sencilla. Esta plataforma permite desplegar aplicaciones, incluyendo servicios Flask

desarrollados localmente, en entornos Linux como Debian o Ubuntu. La conexión mediante navegador o SSH brinda flexibilidad tanto a principiantes como a desarrolladores experimentados, facilitando la transición de un entorno local a un servidor público [3].



Figura 3-5.: Logotipo de Digital Ocean [3].

3.1.6. Servicio de Envío de Notificaciones: Twilio

- Facilita la integración de mensajería en aplicaciones web y móviles mediante APIs, centralizando canales como SMS, WhatsApp y notificaciones push. Su enfoque omni-canal ofrece interacciones consistentes y fiables a gran escala, apoyadas en inteligencia artificial para automatizar y personalizar las comunicaciones. La compatibilidad con la API de WhatsApp Business permite enviar notificaciones y gestionar conversaciones a través de un servidor intermedio, agilizando la automatización de alertas y actualizaciones en tiempo real [34].



Figura 3-6.: Logotipo de Twilio [34].

3.1.7. Software de Diseño PCB: Proteus Design Suite

- Agiliza la creación y validación de circuitos electrónicos con herramientas de captura esquemática, simulación de microcontroladores (PIC, AVR, ARM) y diseño de PCBs multicapa. Sus funciones incluyen reglas de diseño para asegurar la integridad del circuito, visualización 3D, autoruteo y ajuste preciso de las longitudes de pistas, proporcionando un entorno completo para el desarrollo electrónico [9].



Figura 3-7.: Logotipo de Proteus Design Suite [9].

3.1.8. Software de Diseño 3D: Autodesk Inventor

- Características: ofrece herramientas precisas de modelado 3D, ideales para proyectos de impresión. Permite definir dimensiones, tolerancias y espesores con exactitud, optimizando el ensamblaje y la funcionalidad de las piezas. Además, admite la exportación en formatos como STL, OBJ y 3MF, así como la personalización de la resolución, garantizando una calidad óptima para la impresión 3D [37].



Figura 3-8.: Logotipo de Autodesk Inventor [37].

3.2. Componentes Principales del Circuito

3.2.1. Microcontrolador: ESP32

- Como se muestra en la Fig. 3-9, es un potente microcontrolador de 32 bits, diseñado con una arquitectura Harvard y equipado con dos núcleos Tensilica LX6. Su velocidad de procesamiento es ajustable, permitiendo rangos entre 160 y 240 MHz. Gracias a estas características, se presenta como una excelente opción para proyectos que requieren tanto un procesamiento eficiente como un uso optimizado de energía. Además, su bajo consumo energético y sus capacidades avanzadas, como el escalado de potencia y los modos de ahorro, lo convierten en una solución ideal para sistemas complejos que demandan eficiencia y rendimiento [17].
- Como se muestra en la Fig. 3-10, para integrar los componentes del sistema, se emplearon diferentes pines del microcontrolador. La señal analógica proveniente del sensor AD8232 fue ingresada a través de un pin ADC, permitiendo convertir la señal analógica en digital para su procesamiento. Asimismo, se implementó el protocolo de comunicación I2C para la recepción de datos del sensor MAX30102, que proporciona una salida directa al bus I2C para un intercambio eficiente de datos.

- Como se muestra en la Fig. 3-10, la comunicación con el módulo SIM800L se realizó mediante el puerto UART1, garantizando un flujo de datos más rápido y confiable en comparación con un puerto emulado por software. Finalmente, se utilizaron pines de propósito general (GPIO) configurables para cumplir funciones específicas según las necesidades del sistema.

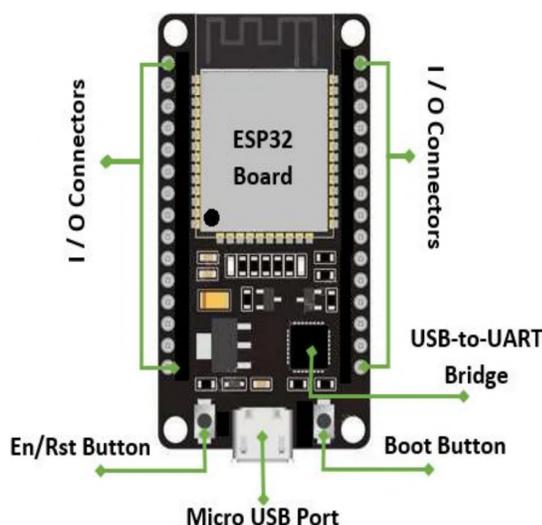
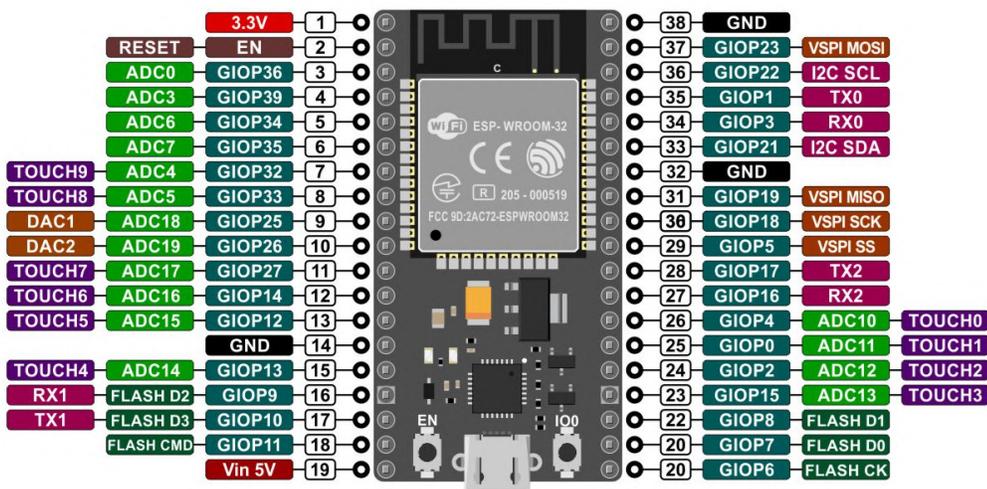


Figura 3-9.: Componentes principales del microcontrolador ESP32 [17].



3.2.2. Módulo de Electrocardiografía: AD8232

- Como se muestra en la Fig. 3-11, es un chip analógico especializado en el procesamiento inicial de señales de electrocardiograma (ECG). Este sensor amplifica las señales crudas y facilita su acondicionamiento mediante configuraciones externas de filtrado. Utiliza el amplificador instrumental de bajo consumo AD8232, que trabaja junto con circuitos de filtrado implementados por el usuario para eliminar ruido y mantener la señal dentro del rango de frecuencias adecuado para análisis biomédico, típicamente entre 0.4 Hz y 40 Hz. Este diseño modular lo convierte en una solución eficiente para aplicaciones portátiles y de bajo consumo [18].

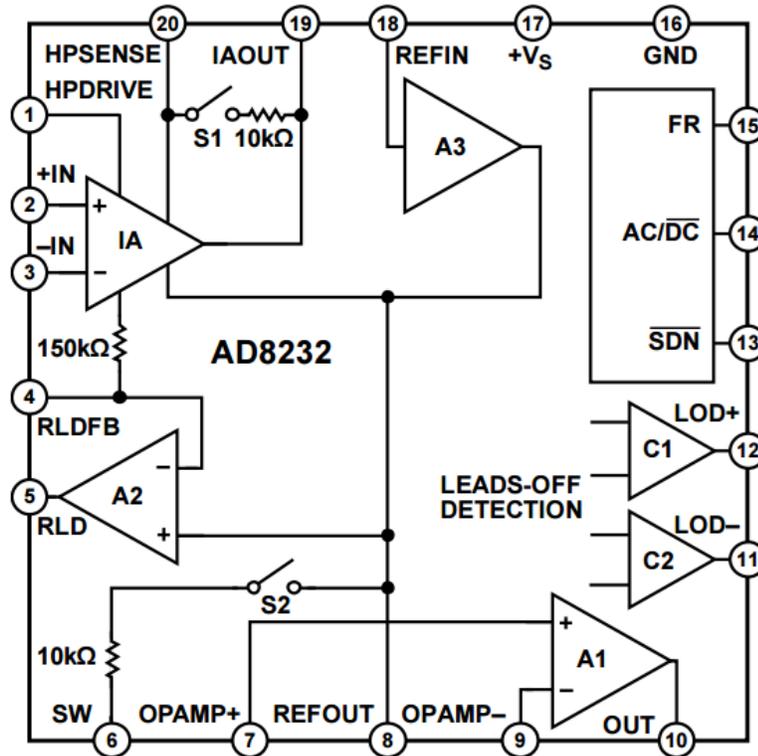


Figura 3-11.: Estructura del amplificador que se utiliza para recoger señales del corazón (ECG) de acuerdo a [2].

- Como se muestra en la Fig. 3-12, cuenta con un pin de alimentación de 3.3V, un pin GND para la conexión a tierra, y una salida analógica que proporciona la señal cruda para su posterior procesamiento en el microcontrolador. Además, dispone de dos pines, LO+ y LO-, diseñados para identificar la desconexión de los electrodos mediante la detección de impedancia en las entradas del amplificador. Cuando se detecta un aumento en la impedancia, estos pines generan un cambio en su estado lógico, lo que permite establecer configuraciones lógicas mediante el código del sistema. Los demás pines disponibles en el modulo no tienen funciones relevantes para este proyecto [18].

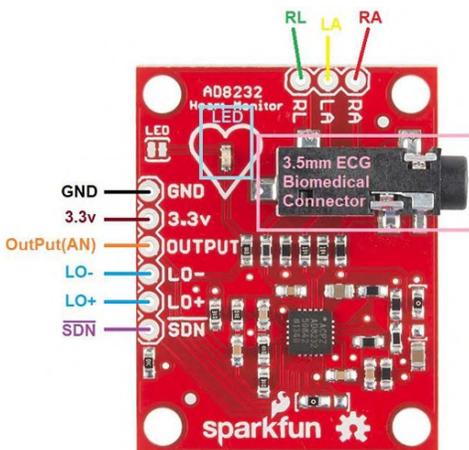


Figura 3-12.: Distribución de pines del AD8232 [2].

3.2.3. Módulo de Fotopletismografía: MAX30102

- Como se muestra en la Fig. 3-13, es un módulo multifuncional que integra un oxímetro de pulso y un sensor de frecuencia cardíaca, capaz de captar señales de fotopletismografía (PPG). Este dispositivo procesa la luz visible para generar una forma de onda PPG que refleja los cambios en el volumen de sangre. Es un chip integrado diseñado para medir PPG, SpO2, y frecuencia cardíaca (HR), utilizando una interfaz I2C. Posee una alta capacidad e incorpora múltiples circuitos que permiten la cancelación de ruido, optimización del consumo energético, y funciones de calibración, entre otras características [18, 35].

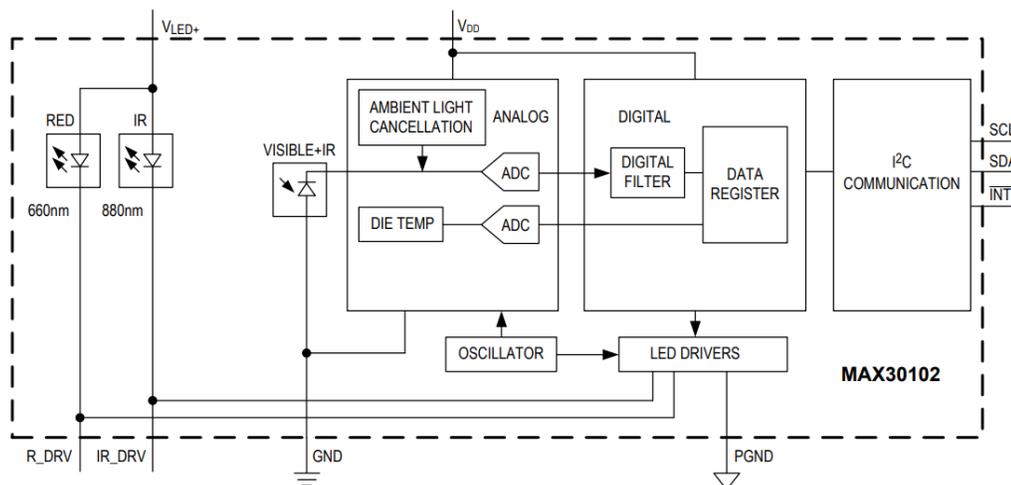


Figura 3-13.: Estructura del sensor MAX30102, que se utiliza para medir la frecuencia cardíaca mediante fotopletismografía (PPG) de acuerdo a [19].

- Como se muestra en la Fig. 3-14, este sensor incorpora dos LEDs, uno rojo y otro infrarrojo, cada uno con funciones específicas. El infrarrojo es el principal en este caso, ya que se utiliza para medir el ritmo cardíaco y la variabilidad del pulso. Esto permite una mayor penetración en los tejidos, mejorando la calidad de la lectura y garantiza un nivel superior de adaptabilidad para personas con dedos que presentan diversas características fisiológicas. Por su parte, el rojo está diseñado para calcular la saturación de oxígeno en la sangre, proporcionando una medición complementaria cuando se requiere. Se utilizan principalmente cuatro pines: VIN, que se alimenta con 3.3V; GND, como conexión común a tierra; y SCL y SDA, que corresponden a los pines de comunicación I2C. Los demás pines disponibles en el módulo no tienen funciones relevantes para este proyecto [18, 35].

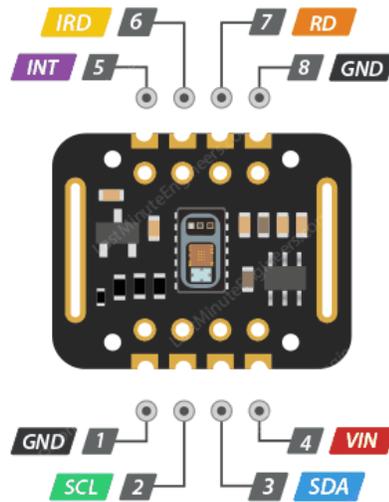


Figura 3-14.: Dsistribucion de pines del MAX30102 [19].

3.2.4. Módulo de Comunicación GSM/GPRS: SIM800L

- GPRS, o Servicio General de Paquetes vía Radio, es una extensión de la tecnología GSM en telecomunicaciones, creada por el Instituto Europeo de Normas de Telecomunicaciones para habilitar la transmisión de datos en redes móviles. Uno de los módulos que aprovecha esta tecnología es el SIM800L. Como se muestra en la Fig. 3-15, es una herramienta pequeña y eficiente que permite conectividad móvil en proyectos donde la portabilidad y el ahorro de espacio son esenciales. Este módulo facilita el envío de datos mediante HTTP, lo cual lo convierte en una opción ideal para sistemas de monitoreo remoto y aplicaciones del Internet de las Cosas (IoT) que necesitan un intercambio continuo de información. Su diseño compacto y asequible es una ventaja importante, ya que permite su uso en dispositivos pequeños sin sacrificar funcionalidad, lo que resulta ideal para proyectos con limitaciones de espacio y presupuesto [16].

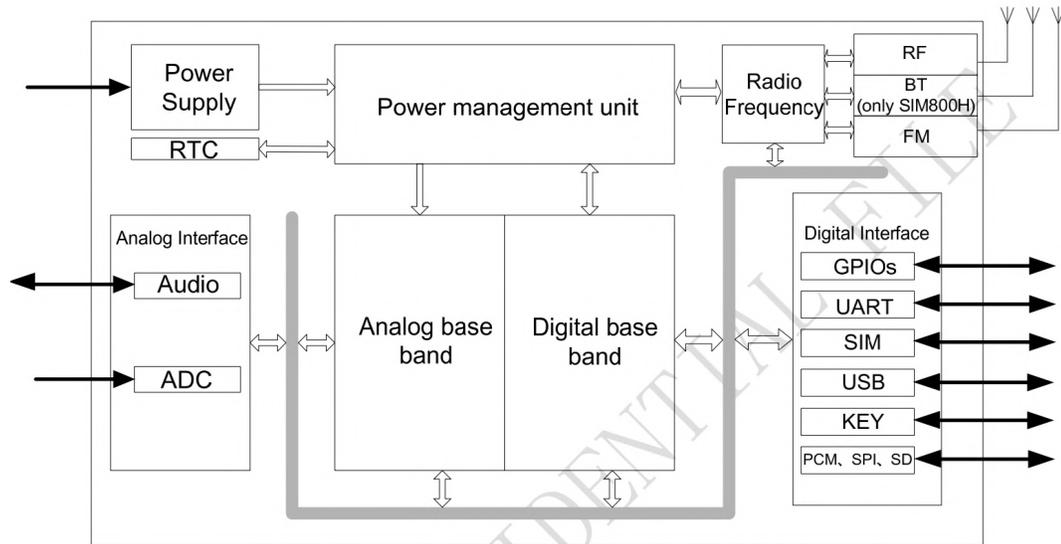


Figura 3-15.: Estructura del módulo de comunicación SIM800L de acuerdo a [30].

- Como se muestra en la Fig. 3-16, se utiliza el pin VCC, alimentado con 4V, lo cual es un requerimiento ligeramente superior al de otros componentes del sistema. Para garantizar una comunicación eficiente, es necesario un convertidor lógico que asegure un balance adecuado entre los niveles de voltaje del ESP32 y el SIM800L. Además, se emplea el pin GND para la conexión a tierra, y los pines de comunicación RXD y TXD, que corresponden a la interfaz UART. Esta conexión utiliza el UART por hardware del ESP32, proporcionando una comunicación más estable y confiable en comparación con una implementada por software. Los demás pines disponibles en el módulo no tienen funciones relevantes para este proyecto [16].



Figura 3-16.: Distribución de pines del SIM800L [30].

3.2.5. Convertidor de Nivel Lógico: TXS0108E

- Como se muestra en la Fig. 3-17, es un conversor de voltaje bidireccional de 8 bits. Este componente es capaz de funcionar dentro de un amplio rango de temperatura, desde -40°C hasta 125°C , lo que lo hace adaptable a diversas condiciones de operación. Además, cuenta con una fuerte protección contra descargas electrostáticas (ESD), con hasta $\pm 8\text{ kV}$ en el puerto B. Su diseño elimina la necesidad de utilizar una señal para controlar la dirección, lo que simplifica su integración en sistemas con múltiples niveles de voltaje. El dispositivo presenta dos puertos con diferentes capacidades de voltaje: el puerto A permite rangos entre 1.4V y 3.6V, mientras que el puerto B admite entre 1.65V y 5.5V. En cuanto a su rendimiento de velocidad, puede manejar hasta 110 Mbps en configuración push-pull [33].

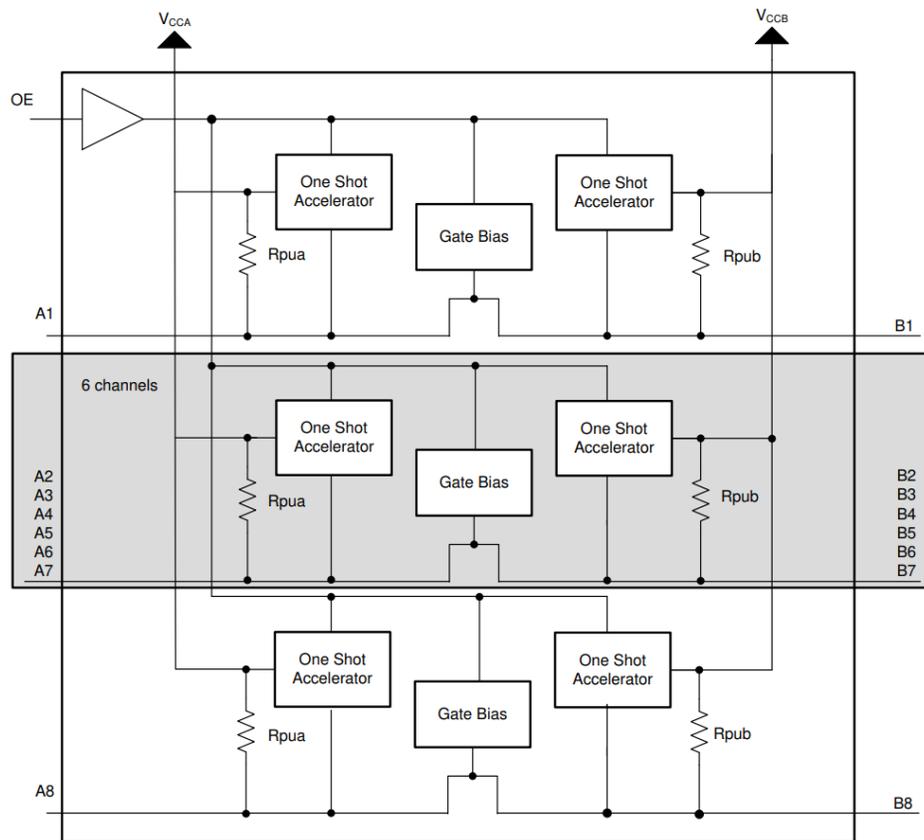


Figura 3-17.: Estructura del módulo convertidor nivel lógico TXS0108E de acuerdo a [33].

- Como se muestra en la Fig. 3-18, el puerto A se alimenta con 3.3V provenientes del ESP32, mientras que el puerto B recibe 4V suministrados por la fuente de voltaje. En la subdivisión del puerto B, se conectan los pines provenientes del SIM800L, mientras que en el puerto A se establecen las conexiones hacia los pines RX y TX del ESP32,

con los niveles de voltaje ya convertidos para garantizar compatibilidad y un funcionamiento adecuado. Además, se utiliza el pin GND como tierra común para el circuito, asegurando una referencia compartida entre los niveles de voltaje. Para activar el convertidor lógico, es necesario conectar el pin OE (Output Enable) a 3.3V. Este pin habilita el funcionamiento del TXS0108E, permitiendo la conversión bidireccional de niveles lógicos entre los puertos A y B. Los demás pines disponibles en el módulo no tienen funciones relevantes para este proyecto [33].

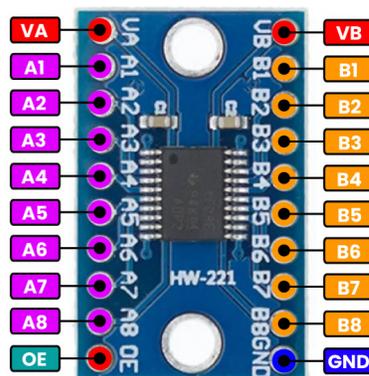


Figura 3-18.: Distribución de pines del TXS0108E [33].

3.2.6. Regulador de Voltaje: LM2596S

- Como se muestra en la Fig. 3-19, es un convertidor buck o de paso abajo, ha sido diseñado para brindar un voltaje de salida estable en un amplio intervalo que va desde 1.2V hasta 37V, dependiendo de cómo se configure. Este margen de salida es particularmente útil para alimentar circuitos de menor potencia, como aquellos que operan a 3.3V o 4V, y es ideal para sistemas en los que se requiere una conexión de tierra común para varios componentes. Con una eficiencia cercana al 73% en condiciones estándar donde es crucial maximizar el rendimiento energético. Incorpora un oscilador interno que trabaja a 150 kHz, lo cual minimiza el tamaño de los componentes de filtrado externo y optimiza la eficiencia general del diseño. Incluye funciones de protección como un sistema de apagado por sobrecalentamiento y un límite de corriente, lo cual ayuda a mantener la estabilidad del regulador en caso de sobrecargas. Su bajo consumo en modo de espera, de solo 80 micro amperios, lo hace especialmente adecuado para sistemas de baja potencia y simplifica el diseño general del sistema [32].

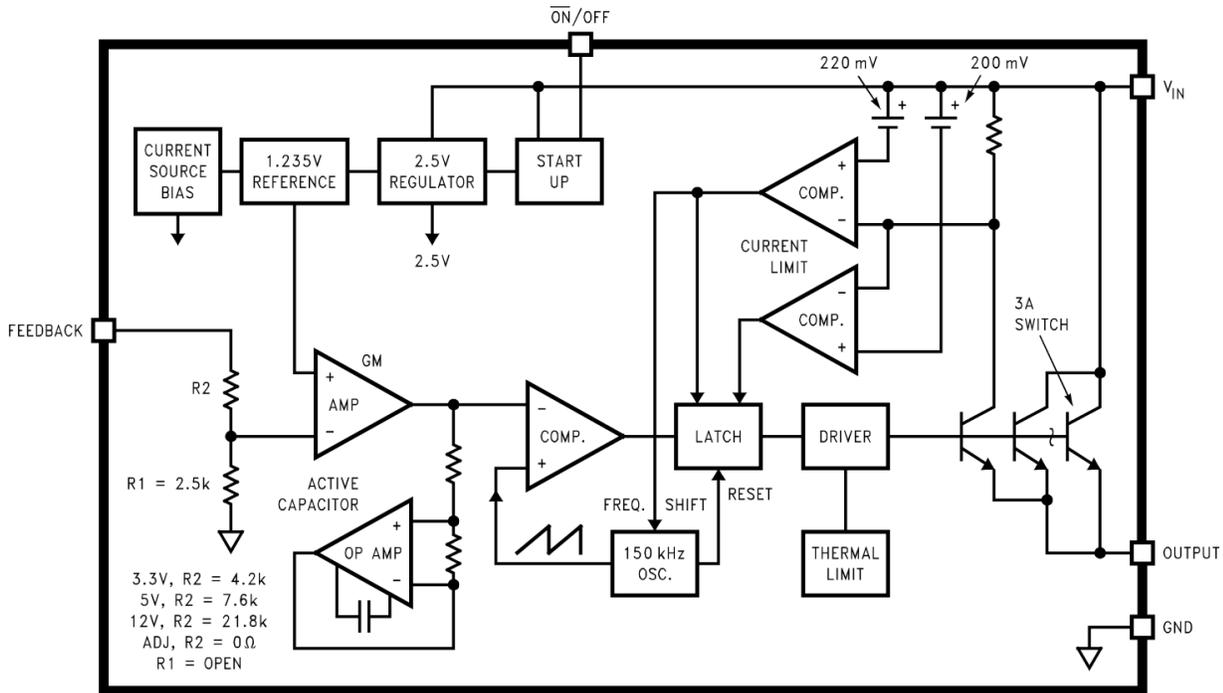


Figura 3-19.: Estructura del modulo regulador de voltaje LM2596S de acuerdo a [32].

- Como se muestra en la Fig. 3-20, cuenta con dos pines de entrada de voltaje, IN+ e IN-, donde se conecta la fuente de alimentación. En los pines de salida, OUT+ y OUT-, se obtiene el voltaje ajustado según la configuración realizada mediante el potenciómetro de precisión, permitiendo adaptar el valor de salida a las necesidades del circuito [32].

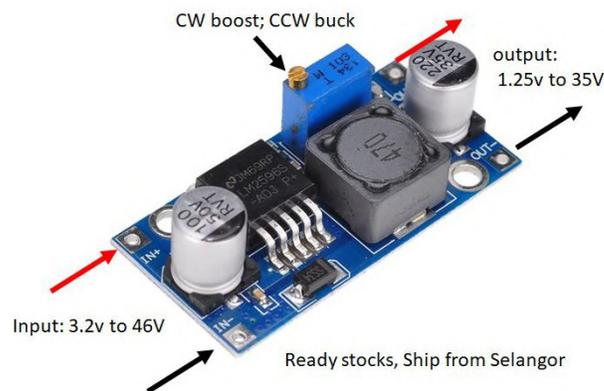


Figura 3-20.: Distribución de pines del regulador de voltaje LM2596S [32].

4. Capítulo 2: Metodología y desarrollo

4.1. Diseño y Configuración de la Fuente de Energía

- Las baterías de ion-litio 18650 son compactas y capaces de suministrar altos niveles de amperaje. Son ideales para alimentar el circuito y, en particular, el módulo SIM800L, que puede requerir picos de corriente de hasta 2A. Estas baterías garantizan un suministro estable de voltaje y corriente, asegurando el óptimo funcionamiento del sistema [21].
- Se optó por utilizar el regulador de voltaje LM2596S por su alta eficiencia y capacidad para mantener voltajes precisos. Permite generar 3.3V para la alimentación general y 4V para el módulo SIM800L, asegurando una tierra común que simplifica el diseño eléctrico [32].
- Como se muestra en la Fig. 4-1, las baterías se conectan en serie para obtener 7.4V. El terminal positivo pasa por un interruptor y se dirige a los terminales IN+ de los reguladores, mientras que el terminal negativo va a los IN-. Los reguladores se ajustan para generar 3.3V y 4V, garantizando un suministro energético estable y eficiente.

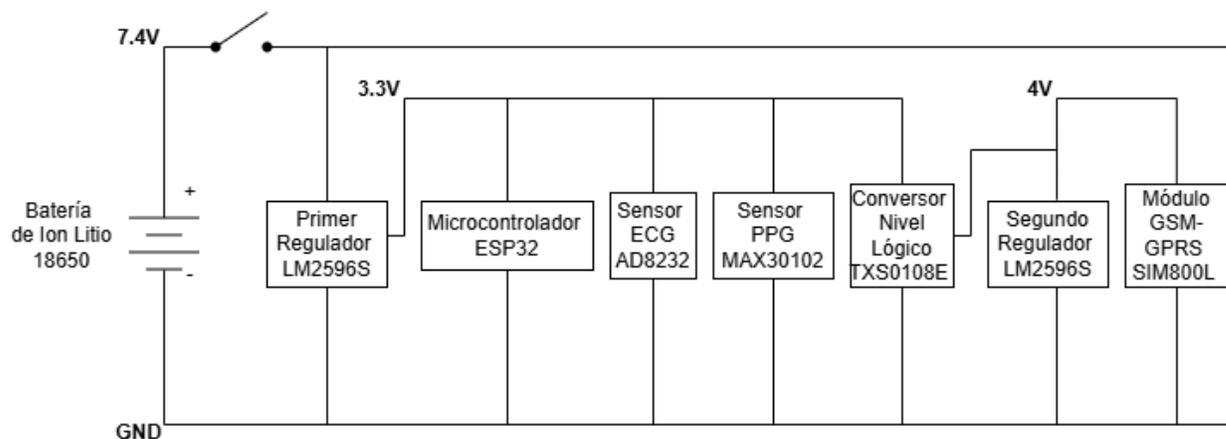


Figura 4-1.: Diagrama de distribución de voltajes y componentes en la fuente de Energía. Elaboración propia basada en los conceptos de [21, 32].

- Para asegurarse de que ambos reguladores entreguen los valores de voltaje requeridos, es imprescindible emplear un multímetro digital. Esta herramienta permite validar con precisión si los parámetros establecidos se cumplen correctamente. Para llevar a cabo la medición, se deben conectar las puntas del multímetro en paralelo a las salidas de cada regulador, lo que facilitará obtener una lectura directa de los voltajes. Tras verificar los valores, se confirmó que ambos cumplen con las especificaciones necesarias, asegurando un suministro adecuado tanto para la alimentación general como para la específica.



Figura 4-2.: Medición de voltaje para el regulador configurado a 3.3V. Elaboración propia basada en los conceptos de [21, 32].

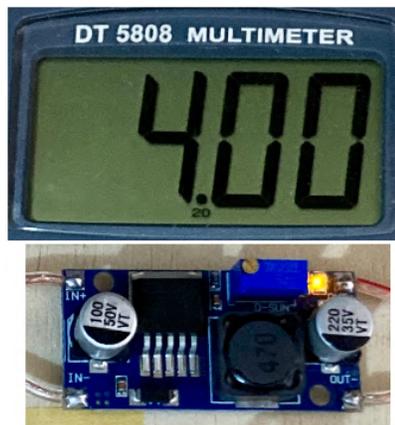


Figura 4-3.: Medición de voltaje para el regulador configurado a 4V. Elaboración propia basada en los conceptos de [21, 32].

- Para determinar el consumo de corriente, se debe utilizar una resistencia shunt de 0.1 ohmios con una capacidad de 1 watt. Un extremo de la resistencia se conecta a la salida de la fuente de 4V y el otro al pin VCC del SIM800L. Posteriormente, se mide la caída de voltaje a través de la resistencia utilizando un multímetro en configuración paralela con esta. Aplicando la ley de Ohm, es posible calcular la corriente. En este caso, se registró una caída de voltaje de 0.18V, y al aplicar la fórmula $I=V/R$, se determina que el SIM800L consume aproximadamente 1.8A durante los picos de comunicación.

4.2. Procesamiento de Señales Biomédicas

- Como se ilustra en la Fig 4-4, el electrocardiograma es una señal biomédica cuasi-periódica, no lineal y no estacionaria que se utiliza ampliamente para evaluar la actividad eléctrica y muscular del corazón. Esta señal refleja el flujo de corriente iónica responsable de las contracciones y relajaciones de las fibras cardíacas, proporcionando así una representación indirecta del flujo sanguíneo hacia el músculo cardíaco. El complejo QRS, y en particular el pico R, es de gran importancia debido a que marca la despolarización de los ventrículos, un evento clave en la actividad eléctrica del corazón. Este pico es ampliamente utilizado como referencia en diversos análisis, dado que ofrece información precisa sobre eventos cardíacos temporales. Por estas razones, es una herramienta fundamental en el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares, ya que contiene tanto información fisiológica como patológica de alta relevancia clínica [8].

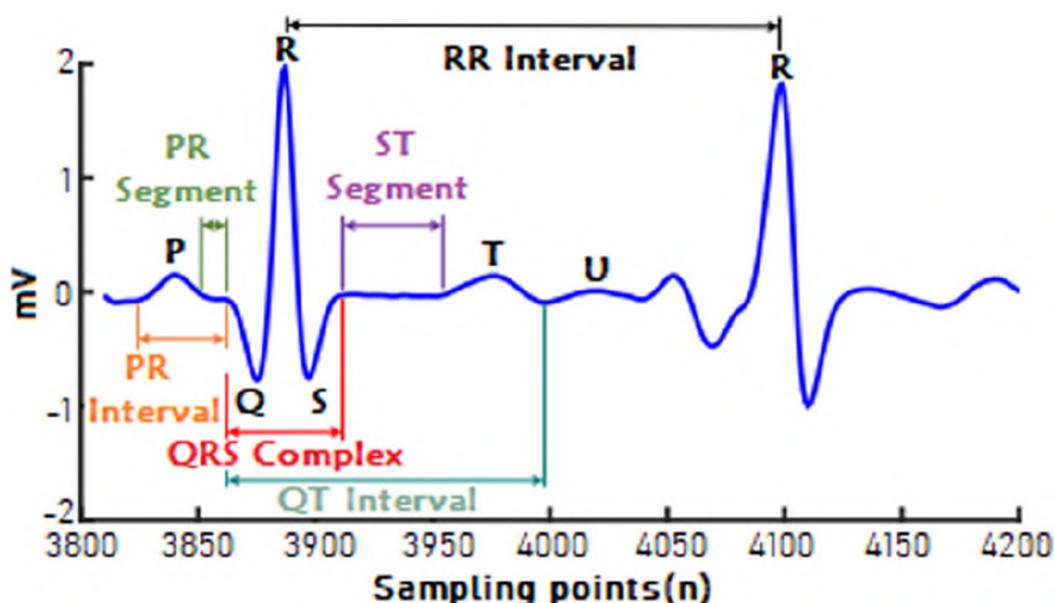


Figura 4-4.: Complejo QRS de acuerdo a [8].

- Como se ilustra en la Fig. 4-5, la fotopletismografía es una técnica que mide cómo los tejidos del cuerpo humano interactúan con la luz, determinando la cantidad que es absorbida o reflejada. Esto genera una señal óptica que representa las variaciones en el volumen sanguíneo dentro de los microvasos. Proporciona información esencial sobre los sistemas cardiovascular, respiratorio y nervioso. Las aplicaciones médicas son diversas, abarcando el monitoreo en tiempo real del ritmo cardíaco y el estudio de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV). Estas tareas requieren una evaluación exacta tanto de las características morfológicas como de los intervalos de la señal. En el caso del ECG, el intervalo RR es fundamental para calcular la frecuencia cardíaca y estudiar las variaciones entre latidos, mientras que en la señal PPG, el intervalo P-P permite realizar análisis equivalentes al medir los cambios en el volumen sanguíneo asociados a cada pulso.[1, 10, 25].

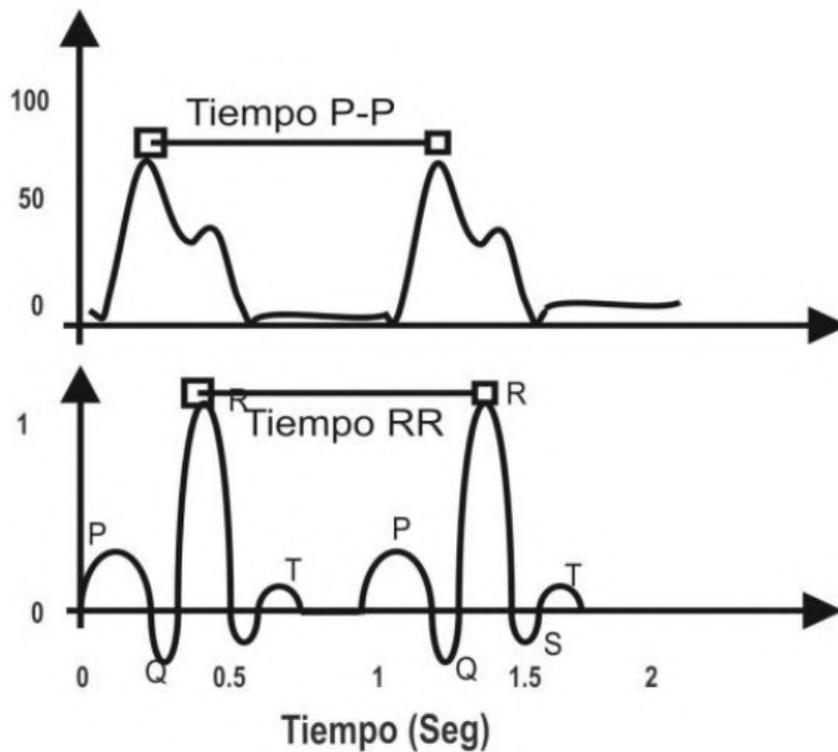


Figura 4-5.: Comparación de Intervalos P-P en PPG e Intervalos R-R en ECG de acuerdo a [10].

- Como se ilustra en la Fig. 4-6, el pico de mayor amplitud tiene una importancia destacada, ya que corresponde al momento de máxima pulsación del flujo sanguíneo periférico. Este pico se utiliza como referencia en análisis temporales dentro de aplicaciones biomédicas, como el cálculo del Tiempo de Tránsito del Pulso (PTT), al estar estrechamente relacionado con eventos eléctricos del corazón detectados en el ECG [1, 25].

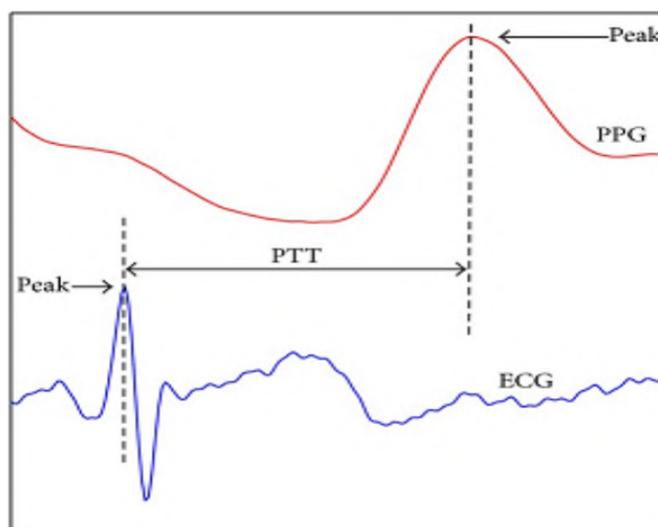


Figura 4-6.: Tiempo de Tránsito del Pulso (PTT) entre Señales ECG y PPG de acuerdo a [15].

- Las señales suelen pasar por varios pasos de procesamiento, que incluyen filtrado, segmentación, eliminación de artefactos, y normalización antes de su uso. El filtrado es especialmente importante, ya que el ruido de baja y alta frecuencia generado durante la grabación puede interferir con la interpretación precisa de estas señales [6].
- En el procesamiento de señales digitales, existen dos tipos principales de filtros: IIR (Infinite Impulse Response) y FIR (Finite Impulse Response). Los filtros IIR se caracterizan por su eficiencia computacional, ya que logran una alta capacidad de filtrado con un orden bajo, utilizando realimentación de la señal. Por otro lado, los filtros FIR no tienen realimentación y garantizan una respuesta finita al impulso, siendo ideales para aplicaciones donde se necesita estabilidad y suavizado sin distorsionar la amplitud de la señal [36].
- Como se ilustra en la Fig. 4-7, se utilizó un filtro Notch (IIR) a 60 Hz para eliminar el ruido de línea eléctrica y un filtro Butterworth de orden 4 (IIR) en el rango 0.5-40 Hz para preservar la morfología de la señal al eliminar componentes no deseadas. Adicionalmente, se aplicó un filtro Savitzky-Golay (FIR) al final del procesamiento para suavizar la señal sin alterar su amplitud, facilitando un análisis más preciso [6, 36].

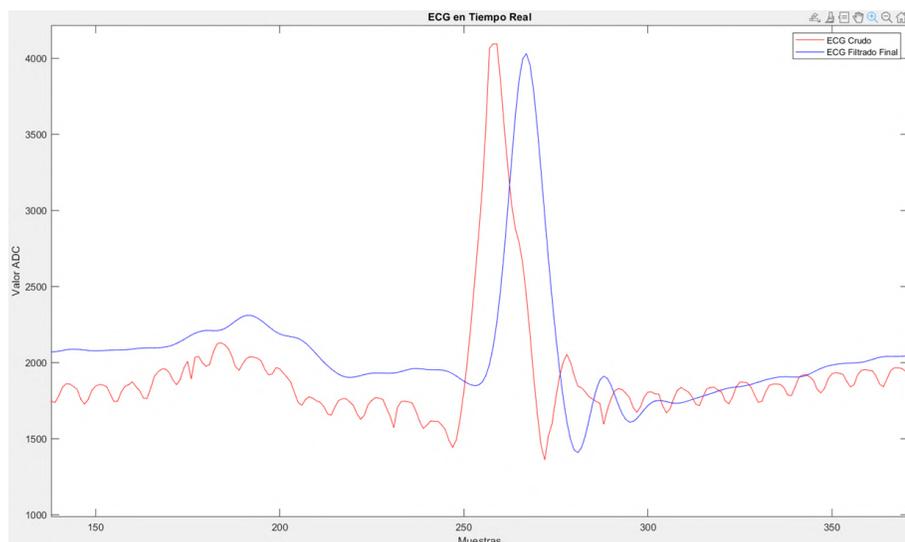


Figura 4-7.: Señal de ECG cruda y filtrada. Elaboración propia basada en los conceptos de [36].

- Como se ilustra en la Fig. 4-8, en contraste, para la señal PPG, se utilizó directamente un filtro Savitzky-Golay (FIR), que permitió un suavizado preciso de la señal, optimizando la detección de los picos P-P relacionados con el pulso cardíaco. La combinación de estos filtros permitió un procesamiento robusto y adecuado para cada tipo de señal biomédica [6, 36]. La extracción de coeficientes permite implementar estos filtros posteriormente en el código del Arduino IDE, facilitando su aplicación directa en el procesamiento de señales digitales dentro del microcontrolador.

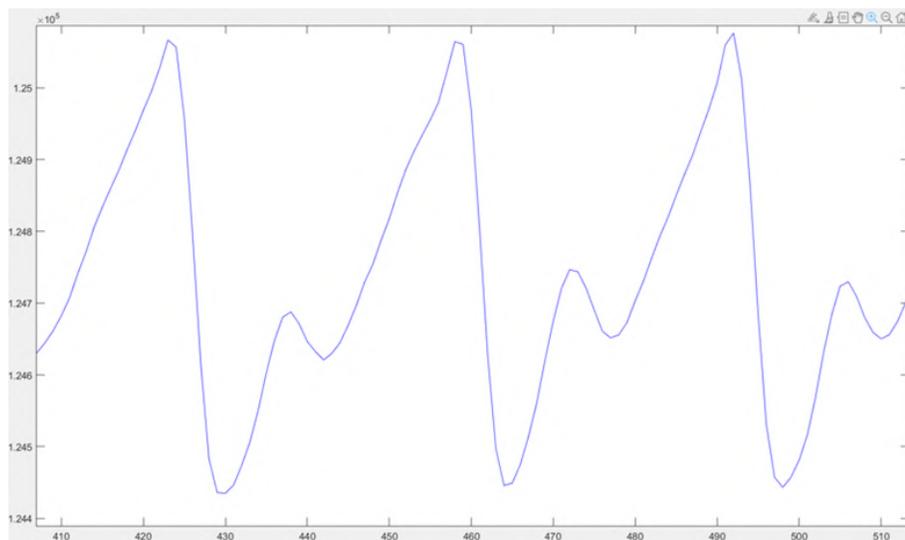


Figura 4-8.: Señal de PPG filtrada. Elaboración propia basada en los conceptos de [36].

- A continuación en la Fig. 4-9, se presenta un diagrama de flujo que resume el proceso simplificado de esta sección para facilitar su comprensión.

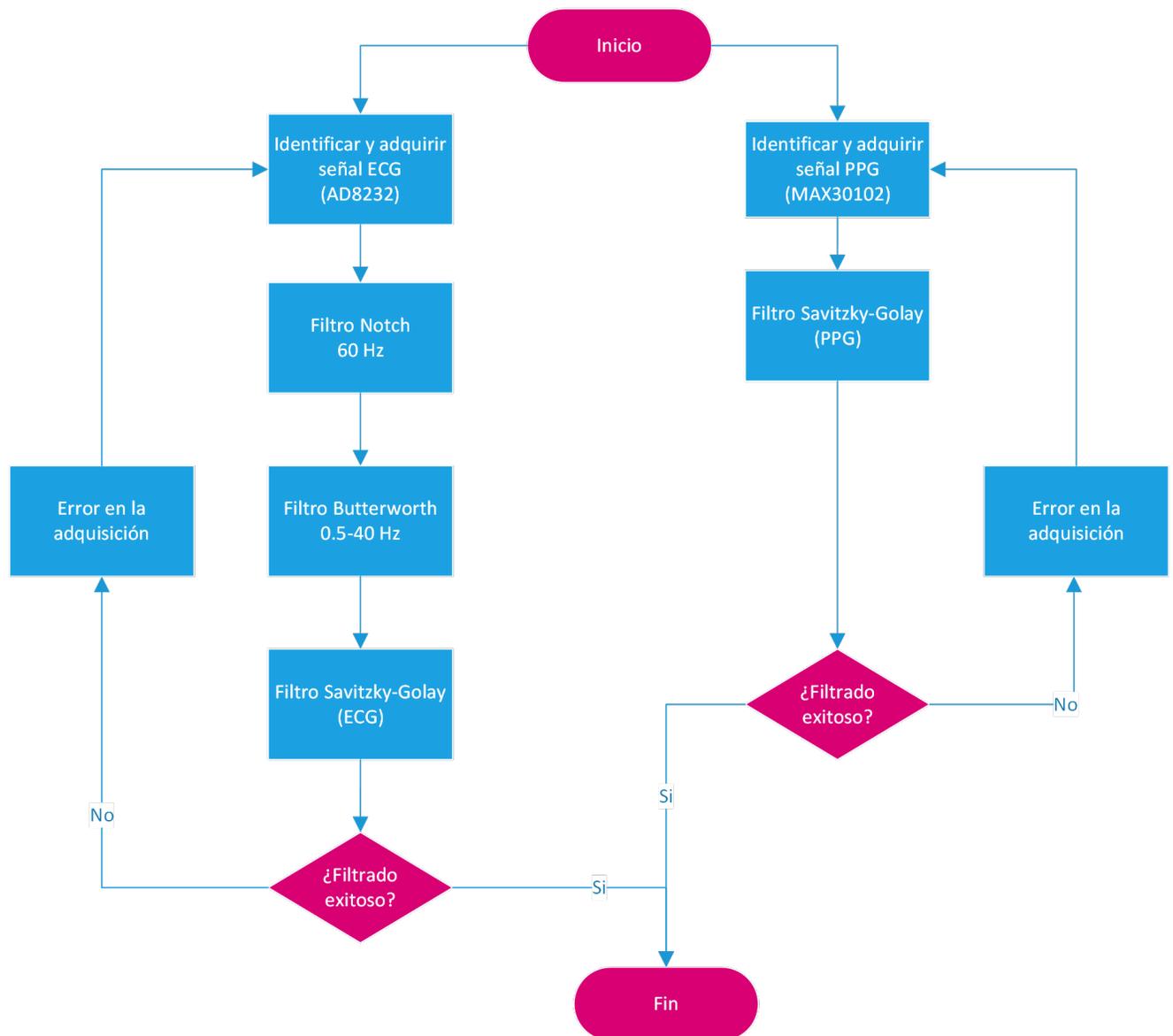


Figura 4-9.: Diagrama de flujo de procesamiento de señales. Elaboración propia basada en los conceptos de [6, 36].

4.3. Desarrollo del Código en Arduino IDE

- El código desarrollado en el entorno Arduino IDE tiene como objetivo principal implementar un sistema de telemonitoreo de salud enfocado en la estimación de la presión arterial. Para ello, integra sensores biomédicos con tecnología de comunicación inalámbrica, generando y transmitiendo información en tiempo real [16].
- La captura de datos fisiológicos comienza con dos componentes fundamentales: el AD8232, que registra la señal electrocardiográfica (ECG) y detecta picos R, y el MAX30102, que mide la fotopleletismografía (PPG) para identificar las pulsaciones sanguíneas en los tejidos periféricos [1, 8, 10, 25].
- En el primer caso, la señal se filtra aplicando un Notch (IIR) para suprimir ruido a 60 Hz, un Butterworth de orden 4 que conserva las frecuencias entre 0.5 y 40 Hz, y un Savitzky-Golay (FIR) que suaviza sin alterar la amplitud. Mediante un umbral dinámico, ajustado según la desviación estándar y el valor máximo local de la señal, se detectan picos R con un intervalo mínimo para evitar falsos positivos, obteniendo así el intervalo RR y, de él, la frecuencia cardíaca (LPM).
- En la señal infrarroja reflejada adquirida por el segundo sensor, un Savitzky-Golay mejora la calidad y facilita la detección de picos gracias a la librería del dispositivo [36]. A partir del intervalo entre picos consecutivos (P-P) se obtiene también la frecuencia cardíaca, la cual se sincroniza con la señal ECG para calcular el tiempo de tránsito de pulso (PTT). Este valor, derivado de la diferencia temporal entre picos R del ECG y pulsaciones detectadas en la PPG, se relaciona científicamente con la presión arterial.
- Para la estimación de los valores sistólicos (PAS) y diastólicos (PAD), se entrenó un Modelo Gradient Boosting Regressor utilizando el entorno Visual Studio Code (VSC) y el lenguaje de programación Python. Este entrenamiento, basado en mediciones obtenidas con un tensiómetro comercial y los valores de PTT calculados, permitió generar coeficientes optimizados, los cuales fueron integrados al entorno Arduino, posibilitando estimaciones precisas de presión arterial en tiempo real dentro del sistema.
- Finalmente, la transmisión de datos se realiza mediante el módulo SIM800L, que envía solicitudes HTTP a un servidor intermediario [16, 17]. Este servidor, desarrollado inicialmente en Visual Studio Code y desplegado en DigitalOcean, ofrece una plataforma robusta y accesible que lleva el sistema de una prueba local a un entorno público. Además, al operar en DigitalOcean se logra una solución escalable y profesional, capaz de procesar y reenviar información a Twilio, permitiendo que el usuario reciba notificaciones en tiempo real a través de WhatsApp [3, 12]. Estos mensajes incluyen resultados detallados sobre la presión arterial y otros parámetros cardiovasculares, consolidando así un sistema práctico, eficiente y fiable para el monitoreo continuo de la salud.

- A continuación en la Fig. 4-10, se presenta un diagrama de flujo que resume el proceso simplificado de esta sección para facilitar su comprensión.

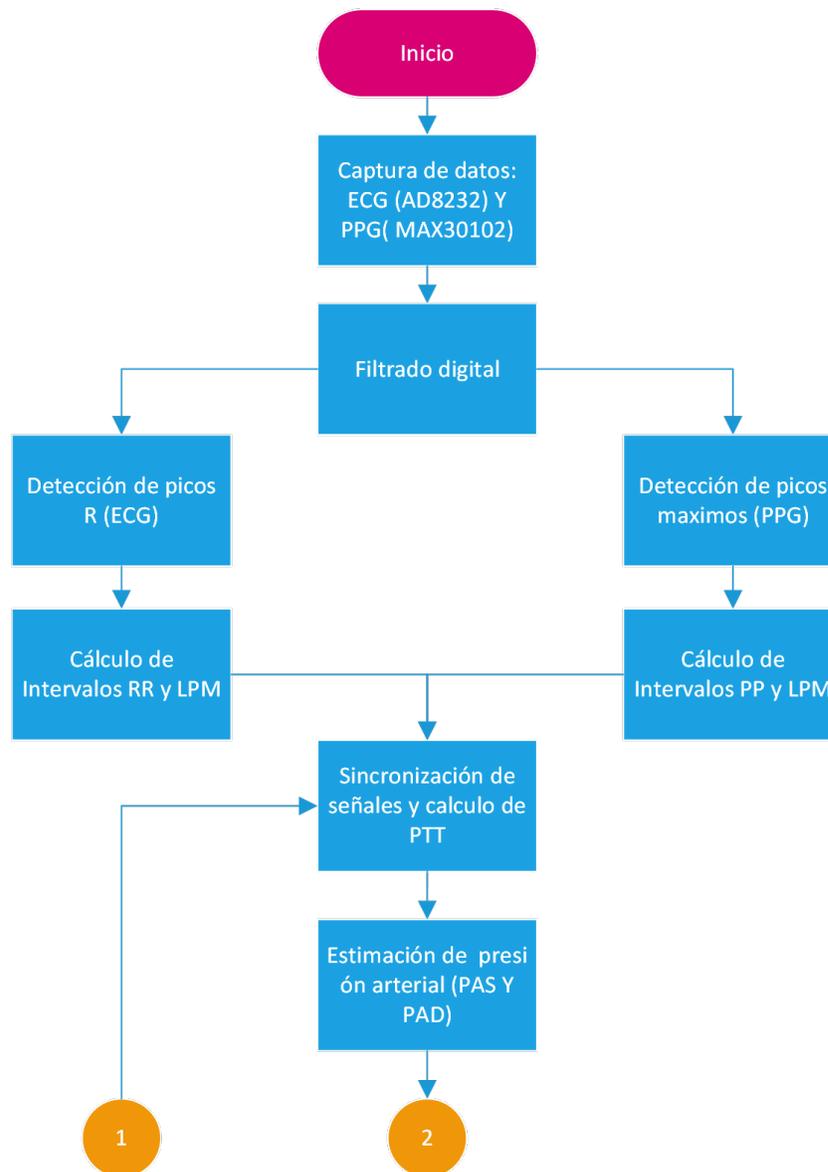


Figura 4-10.: Parte 1: Diagrama de flujo del funcionamiento del código de Arduino IDE. Elaboración propia basada en los conceptos de [6, 36].

- Continuación del diagrama de flujo mostrado en la página anterior (Fig. 4-10).

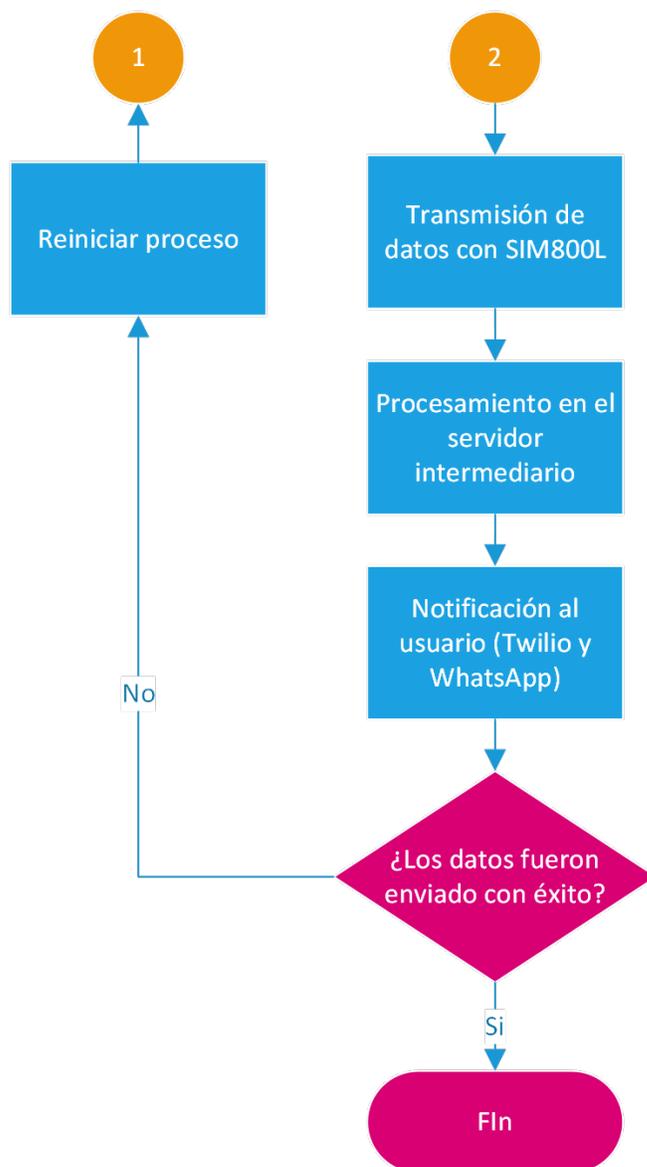


Figura 4-11.: Parte 2: Diagrama de flujo del funcionamiento del código de Arduino IDE. Elaboración propia basada en los conceptos de [6, 36].

4.4. Desarrollo del Servidor Intermediario

- La implementación de un servidor intermediario con Flask se propone como una solución eficaz para superar las limitaciones del módulo SIM800L, el cual solo soporta solicitudes HTTP. Debido a que Twilio requiere conexiones mediante HTTPS, la comunicación directa entre ambos resulta inviable. Para abordar este desafío, se estableció un sistema donde las solicitudes HTTP enviadas por el SIM800L son gestionadas inicialmente por un servidor Flask, alojado en un Droplet de DigitalOcean. Este servidor se encarga de convertir dichas solicitudes en formato HTTPS, permitiendo que Twilio procese las notificaciones hacia WhatsApp de forma segura y eficiente.
- Visual Studio Code se utilizó como entorno de desarrollo principal para escribir y probar el código del servidor Flask en Python. Su interfaz intuitiva, combinada con extensiones como la de Python y una terminal integrada, permitió realizar pruebas locales de manera eficiente antes de implementar el servidor en DigitalOcean. Esto facilitó el proceso de desarrollo, depuración y validación del correcto funcionamiento del servidor en un entorno controlado y fácilmente accesible [20].
- DigitalOcean fue seleccionado como la plataforma de alojamiento para el servidor Flask por su capacidad de proporcionar una dirección IP pública y su sencilla configuración a través de Droplets. Esta elección permitió que el servidor, inicialmente desarrollado en un entorno local, pudiera ser accedido desde cualquier parte del mundo. Además, la seguridad mediante conexiones SSH garantizó que solo usuarios autorizados tuvieran acceso para realizar ajustes, asegurando así la integridad y estabilidad del sistema [3].
- Twilio se escogió debido a su integración nativa con WhatsApp y su API robusta, que permite gestionar el envío de mensajes de forma eficiente y segura. Su compatibilidad con el protocolo HTTPS fue un factor clave para satisfacer los requisitos del sistema, brindando una solución confiable que conecta el servidor Flask con los usuarios finales a través de la plataforma de WhatsApp [34].
- Como se puede apreciar en Anx. A, las principales ventajas de este enfoque radican en su capacidad para operar de manera independiente, sin depender de una conexión continua a Wi-Fi o a una computadora. Gracias al uso de redes móviles 2G, el sistema es portátil y eficaz en entornos sin acceso a redes fijas [16]. Además, la integración de Twilio asegura que las alertas lleguen de forma inmediata, permitiendo la recepción de notificaciones en tiempo real y mejorando la capacidad de respuesta. Esto convierte al sistema en una solución eficiente para el monitoreo remoto de la salud, independientemente de la ubicación del usuario [12].

- A continuación en la Fig. 4-12, se presenta un diagrama de flujo que resume el proceso simplificado de esta sección para facilitar su comprensión.

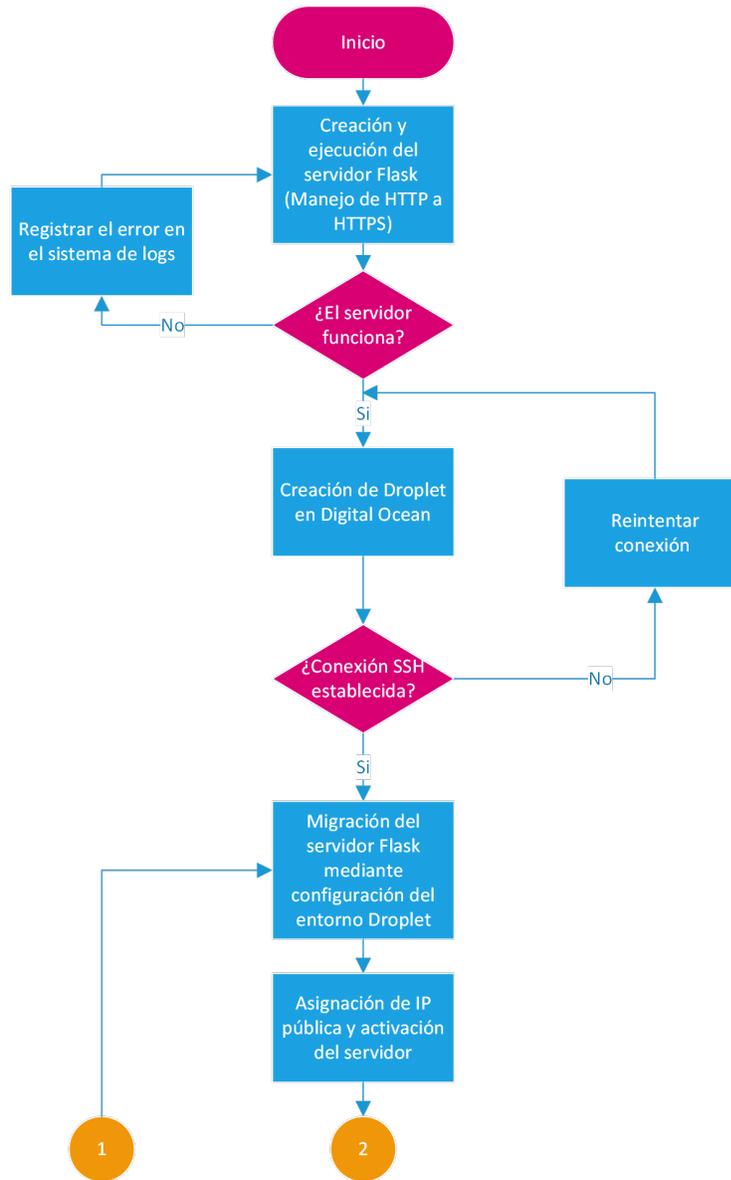


Figura 4-12.: Parte 1: Diagrama de flujo del funcionamiento del servidor intermediario. Elaboración propia basada en los conceptos de [3, 12, 16, 20, 34].

- Continuación del diagrama de flujo mostrado en la página anterior (Fig. 4-12).

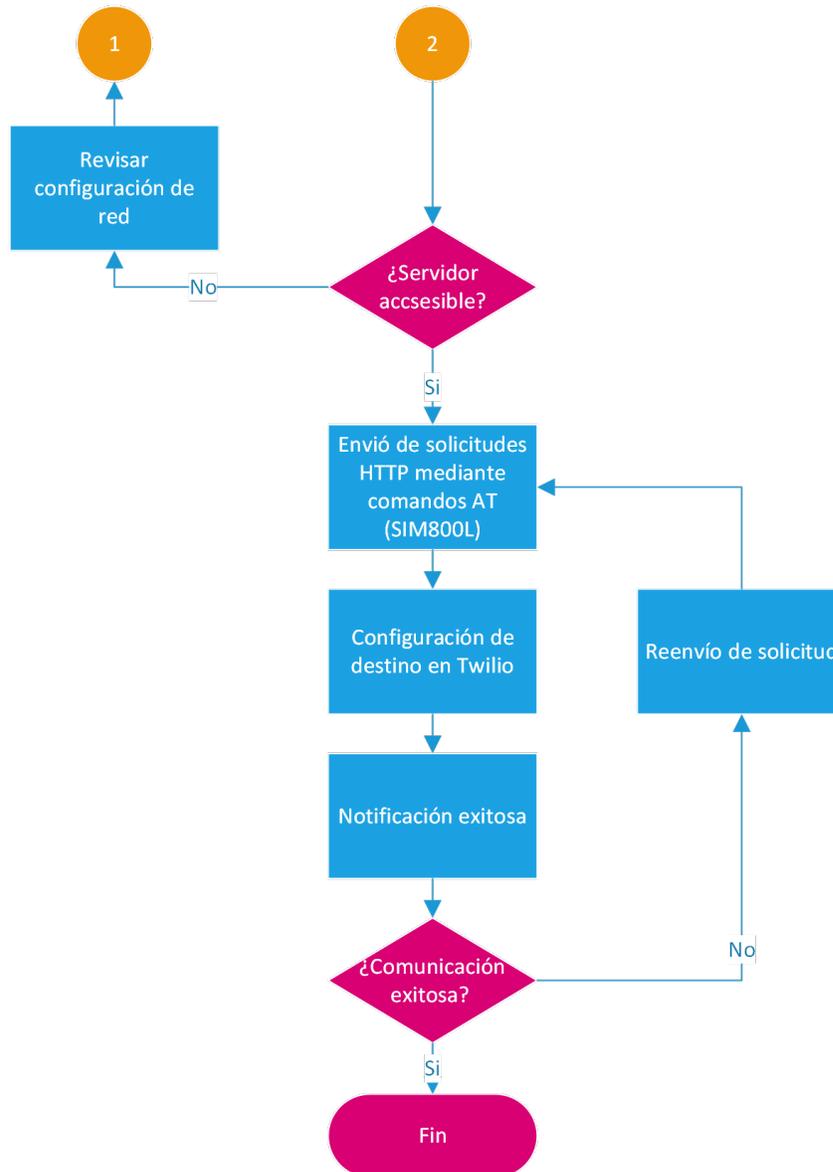


Figura 4-13.: Parte 2: Diagrama de flujo del funcionamiento del servidor intermediario. Elaboración propia basada en los conceptos de [3, 12, 16, 20, 34].

4.5. Diseño y Fabricación de la PCB

- La etapa inicial implicó llevar a cabo pruebas controladas en un protoboard, lo que permitió evaluar detalladamente el comportamiento de los componentes. Este paso es fundamental para comprender y analizar el funcionamiento del sistema, garantizando un rendimiento adecuado y sirviendo como base para trasladar estas observaciones al diseño y fabricación del PCB.
- Después de recopilar y analizar las observaciones obtenidas durante las pruebas en el protoboard, se avanzó con la creación del diagrama esquemático en el software Proteus Design Suite. Durante este proceso, fue indispensable diseñar componentes personalizados y sus respectivas huellas para integrarlos en el diseño del PCB, dado que el programa no dispone de todos los elementos necesarios para este proyecto [9].

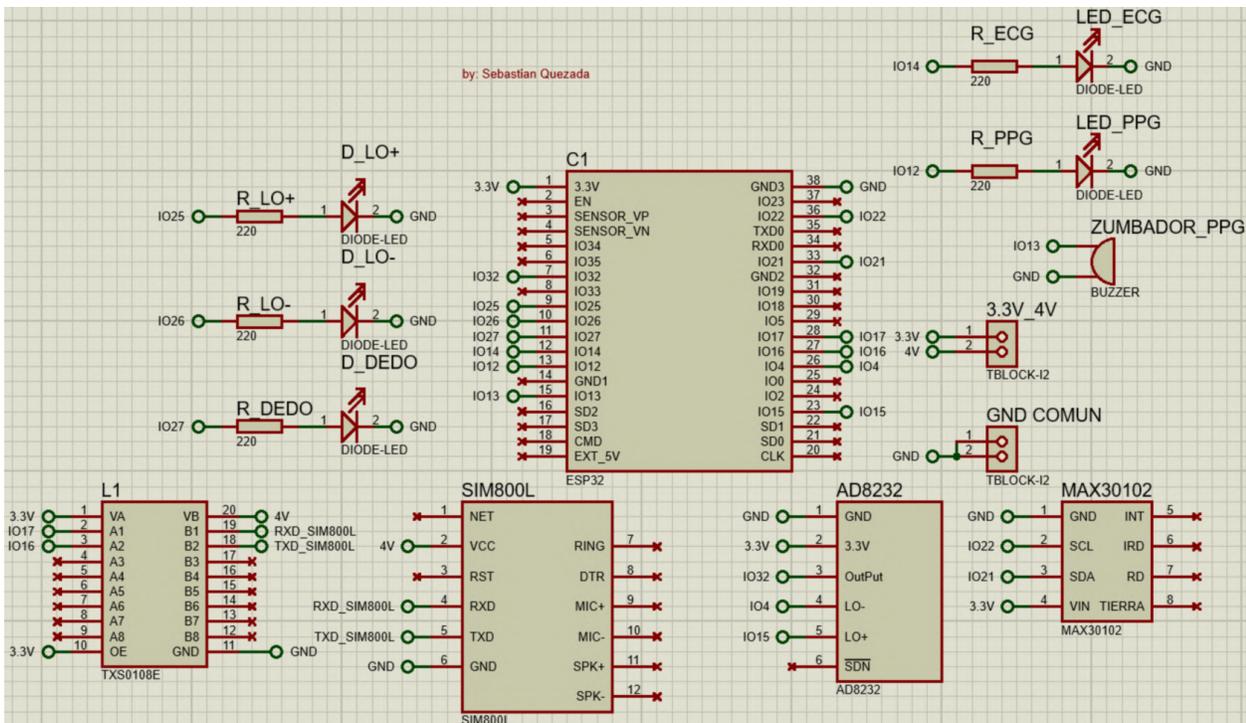


Figura 4-14.: Diagrama esquemático realizado en Proteus Design Suite. Elaboración propia basada en los conceptos de [9].

- Tras completar el diseño del diagrama esquemático y verificar que todas las conexiones estuvieran correctamente establecidas, se procedió a organizar los componentes en la sección de diseño de PCB del software Proteus Design Suite. Los componentes se dispusieron de forma estratégica para optimizar el uso del espacio disponible y garantizar una distribución lógica que facilitara la conexión posterior de los electrodos y del sensor

MAX30102. Una característica particularmente útil del programa es la herramienta de enrutado automático, que simplifica significativamente el proceso de diseño al generar las rutas de forma eficiente. Posteriormente, se realizaron ajustes manuales en las trazas para lograr un acabado de mayor precisión y calidad. Como se muestra en Anx. B, el resultado final fue un diseño de PCB con un nivel profesional de fabricación, listo para implementar el proyecto [9]. Con el propósito de lograr un acabado de alta calidad profesional, se eligió fabricar el PCB utilizando una máquina CNC. Este enfoque ofrece resultados significativamente superiores en comparación con el método tradicional de grabado químico con cloruro férrico, además de agilizar notablemente el proceso de construcción. La precisión de esta técnica permite realizar perforaciones exactas para los pines de los componentes, garantizando un ajuste perfecto. Asegura que las pistas tengan el grosor adecuado, manteniendo una excelente calidad en el enrutado. Posteriormente, se llevó a cabo el proceso de soldadura de los componentes, destacando la inclusión de sockets como medida estratégica para facilitar el reemplazo de cualquier componente que pudiera dañarse.

- A continuación en la Fig. 4-15, se presenta un diagrama de flujo que resume el proceso simplificado de esta sección para facilitar su comprensión.

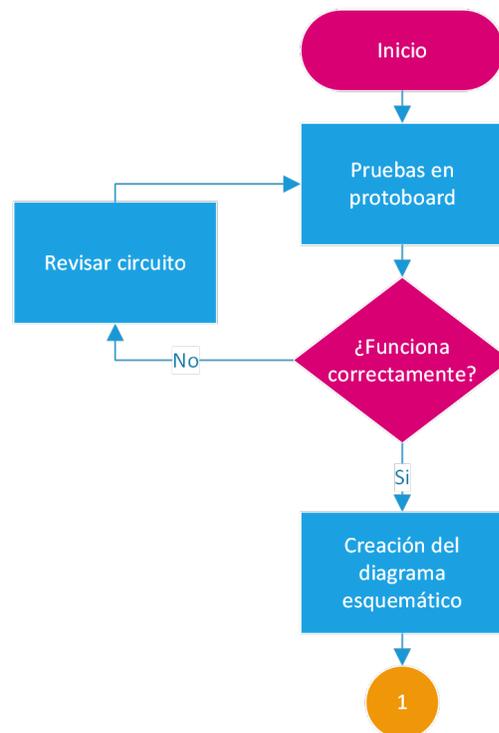


Figura 4-15.: Parte 1: Diagrama de flujo del diseño y fabricación del PCB en Proteus Design Suite. Elaboración propia basada en los conceptos de [9].

- Continuación del diagrama de flujo mostrado en la página anterior (Fig. 4-15).

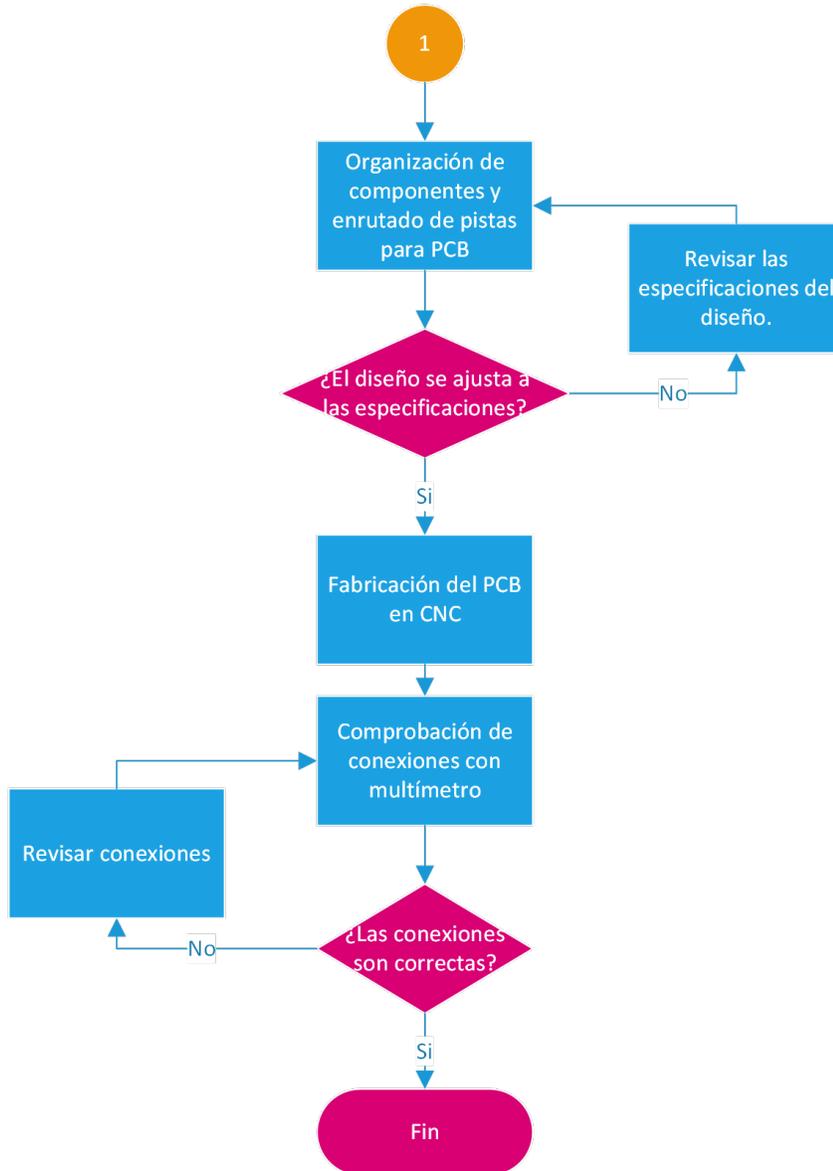


Figura 4-16.: Parte 2: Diagrama de flujo del diseño y fabricación del PCB en Proteus Design Suite. Elaboración propia basada en los conceptos de [9].

- Para asegurar la correcta conexión de los componentes, se empleó un multímetro digital en su modo de prueba de continuidad. Este procedimiento permitió verificar individualmente cada conexión, cotejándolas con el diagrama esquemático diseñado previamente en Proteus Design Suite. Dado que las pistas tienen un grosor de 1 mm y están dispuestas muy cerca unas de otras, se realizó una inspección minuciosa para descartar cualquier posibilidad de cortocircuito. Tras completar la verificación, se constató que todas las conexiones coincidían con el diagrama y que no había indicios de cortocircuitos en la placa. Finalmente, se cargó el código en el PCB a través de Arduino IDE para evaluar el correcto funcionamiento del sistema. Esta etapa incluyó la comprobación de la lectura adecuada de los sensores, la eficiencia en el procesamiento y envío de datos, y un desempeño general satisfactorio del circuito.

4.6. Diseño de la Estructura para Integrar los Componentes

- Una vez completada la integración del circuito mediante la fabricación del PCB, se planteó la necesidad de ensamblar todos los componentes en una caja compacta que albergara el sistema completo. Este paso es fundamental en el desarrollo de cualquier proyecto, ya que una integración final adecuada no solo mejora la funcionalidad del dispositivo, sino que también optimiza su facilidad de uso y comprensión operativa. Por esta razón, se procedió al diseño y fabricación de una estructura que cumpliera con estos requisitos, utilizando Autodesk Inventor debido a su robustez y versatilidad para abordar requerimientos complejos. Como se indica en Anx. C, el diseño de la caja principal contempló espacios específicos para alojar el PCB, las baterías y los reguladores, así como una extensión destinada al sensor MAX30102. Esta extensión fue diseñada para garantizar un alojamiento seguro y estable, facilitando la colocación ergonómica del dedo, lo que asegura un posicionamiento adecuado y constante, esencial para obtener mediciones precisas y confiables durante el monitoreo.
- La exportación del diseño se puede realizar utilizando la opción de formato CAD, que ofrece una variedad de tipos de archivo disponibles. Sin embargo, el formato que resulta más relevante para este caso es el STL, ya que es el estándar ampliamente reconocido en el ámbito de la impresión 3D. Este formato facilita la impresión mediante dispositivos externos, permitiendo reproducir con precisión el diseño creado en el software.

- A continuación en la Fig. 4-17, se presenta un diagrama de flujo que resume el proceso simplificado de esta sección para facilitar su comprensión.



Figura 4-17.: Parte 1: Diagrama de flujo del funcionamiento de la diseño y fabricación del PCB. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- Continuación del diagrama de flujo mostrado en la página anterior (Fig. 4-17).

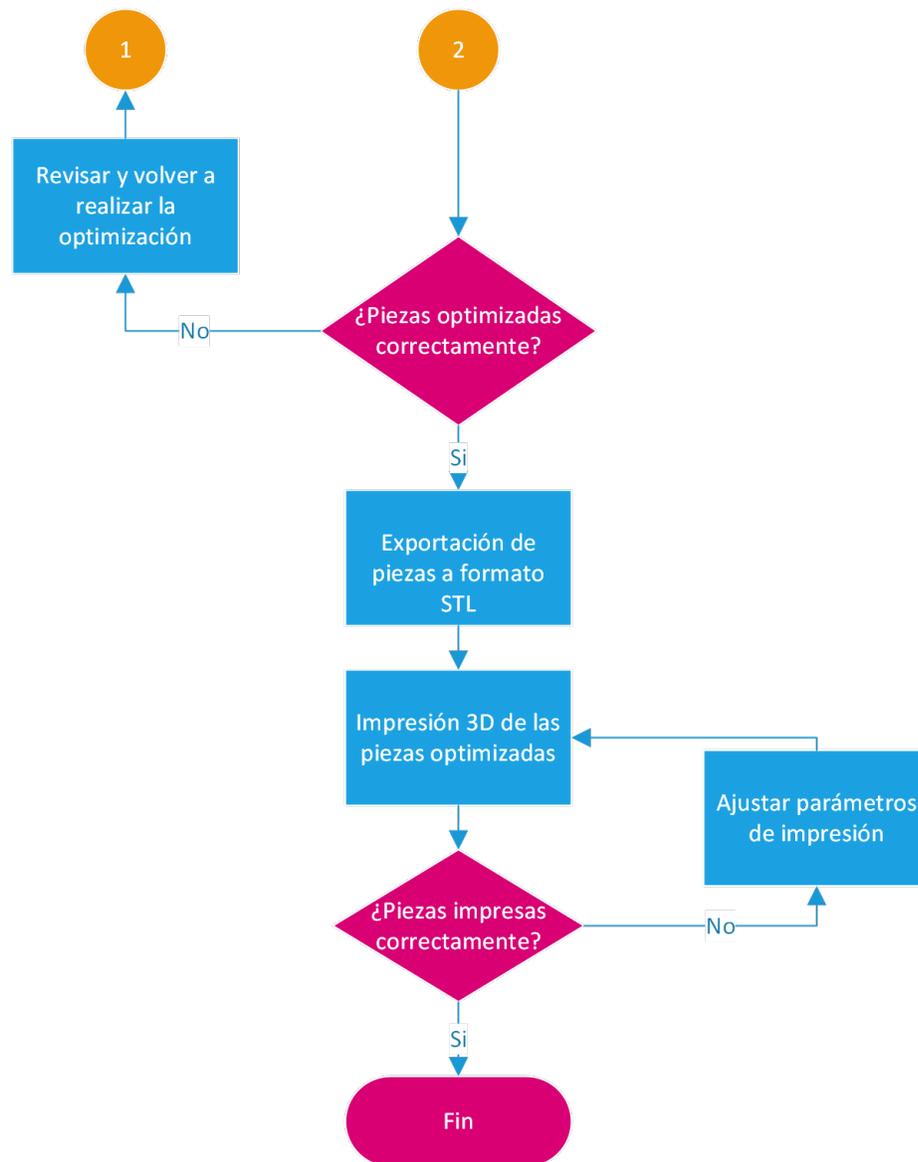


Figura 4-18.: Parte 2: Diagrama de flujo del funcionamiento de la diseño y fabricación del PCB. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- El material seleccionado para la impresión fue ABS, conocido por su alta resistencia y durabilidad, especialmente durante el proceso de impresión, gracias a su elevado punto de fusión. Este material permite obtener piezas con un acabado de calidad notable y una robustez superior en comparación con otros materiales comúnmente utilizados en impresión 3D. Para garantizar que todas las piezas se ajusten correctamente a los parámetros definidos en el diseño, es fundamental considerar un margen de tolerancia

basado en la precisión de la impresora 3D utilizada. En este caso, se estableció una tolerancia mínima de 1 mm en los orificios, ya que se observó que la máquina presentaba una menor precisión en esta área específica. Además, se verificó que todos los componentes cumplieran con las dimensiones especificadas en el diseño, asegurando un ajuste adecuado. Asimismo, se evaluó la ergonomía y el ajuste proporcionado por la caja extensora destinada al sensor MAX30102, comprobando que cumpliera con los requisitos establecidos para su uso cómodo y seguro.

4.7. Funcionamiento General del Circuito

- **Baterías:** siguiendo el diagrama del montaje electrónico de la Fig. 4-1, se emplean dos baterías recargables de ion-litio de 3.7V y 2600mAh conectadas en serie, resultando en un voltaje total de 7.4V. Gracias a esta configuración, se garantiza un flujo de energía constante y estable, lo cual es esencial para el funcionamiento óptimo de todos los componentes. Además, la capacidad de cada batería proporciona una autonomía adecuada para aplicaciones de monitoreo prolongado, asegurando un rendimiento confiable incluso en escenarios de uso continuo.
- **Interruptor simple:** para gestionar eficazmente la energía como se muestra en la Fig. 4-1, se coloca un interruptor entre las baterías y los reguladores de voltaje, lo que permite activar y desactivar el suministro al circuito de forma segura. Con ello, se optimiza el consumo energético al apagar el sistema cuando no está en uso y se protegen los componentes ante posibles sobrecargas o cortocircuitos. Este método de control facilita además las tareas de mantenimiento y prolonga la vida útil del dispositivo.
- **Reguladores de Voltaje LM2596:** a fin de cubrir las necesidades de alimentación de cada módulo como se muestra en la Fig. 4-1, se implementan dos reguladores de voltaje LM2596. El primero ajusta la tensión a 3.3V, proveyendo de energía tanto al ESP32 como a otros módulos que operan a este nivel. El segundo proporciona una salida de 4V, indispensable para alimentar directamente al SIM800L. Esta división garantiza que cada parte del circuito reciba el voltaje adecuado, evitando fallos en los componentes y prolongando su vida útil.
- **ESP32:** como se ilustra en la Fig. 4-14, actúa como el componente central del sistema, encargado de procesar los datos y gestionar la comunicación entre los distintos elementos. Este microcontrolador recibe y maneja las señales generadas por el sensor de ECG AD8232 y el sensor PPG MAX30102, calculando parámetros esenciales como las frecuencias cardíacas (LPM) y el tiempo de tránsito del pulso (PTT). Basándose en estos datos, estima la presión arterial mediante el modelo Gradient Boosting con parámetros previamente ajustados. Adicionalmente, el ESP32 administra la interacción con

el módulo SIM800L, enviando la información procesada al servidor intermediario para su posterior manejo.

- SIM800L: como se ilustra en la Fig. 4-14, gestiona el envío de datos generados por el ESP32 a un servidor intermediario mediante solicitudes HTTP. El servidor, a su vez, convierte estas solicitudes a HTTPS para comunicarse con Twilio y, finalmente, enviar notificaciones vía WhatsApp. Esta integración permite la monitorización remota.
- TXS0108E: como se ilustra en la Fig. 4-14, este convertidor de niveles lógicos asegura la compatibilidad de voltaje entre el ESP32 y el SIM800L. Dado que el ESP32 opera a 3.3V y el SIM800L a 4V, este componente facilita la comunicación entre ambos dispositivos de manera segura y eficiente.
- AD8232: como se ilustra en la Fig. 4-14, captura señales eléctricas del corazón (ECG) y las traduce en datos analógicos que el ESP32 puede interpretar. Estas lecturas son esenciales para calcular la frecuencia cardíaca (ECG LPM) y para estimar el PTT, que es un parámetro clave para el cálculo de la presión arterial.
- MAX30102: como se plantea en la Fig. 4-14, a través de tecnología óptica el sensor registra las variaciones de luz en los vasos sanguíneos para determinar la frecuencia cardíaca (PPG LPM) y envía esa información al ESP32 vía I2C. Al combinarse con la señal ECG del AD8232, se puede determinar el PTT con mayor precisión, incrementando así la exactitud de la estimación de la presión arterial y otros parámetros cardiovasculares.
- Leds: sirven como indicadores visuales como se indica en la Fig. 4-14, muestran el estado de diferentes procesos dentro del sistema. Por ejemplo, iluminan al detectar latidos del ECG o del PPG, confirman la correcta conexión de los electrodos LO+ y LO-, e indican la posición apropiada del dedo en el sensor MAX30102. Estas señales luminosas resultan de gran ayuda para el usuario, ya que facilitan la verificación rápida del funcionamiento y la configuración del dispositivo.
- Zumbador: emite un tono sincronizado como se plantea en el diagrama del montaje electrónico en la Fig. 4-14, con los latidos que registra el PPG, brindando al usuario una señal auditiva que confirma la posición correcta del dedo en el sensor. Además, esta señal de sonido puede emplearse para alertar sobre eventos o estados relevantes del sistema, proporcionando una retroalimentación inmediata que mejora significativamente la experiencia de uso y la seguridad en la operación del dispositivo.

- A continuación en la Fig. 4-19, se muestra un diagrama que describe de manera detallada y precisa el funcionamiento integral de todos los componentes del sistema.

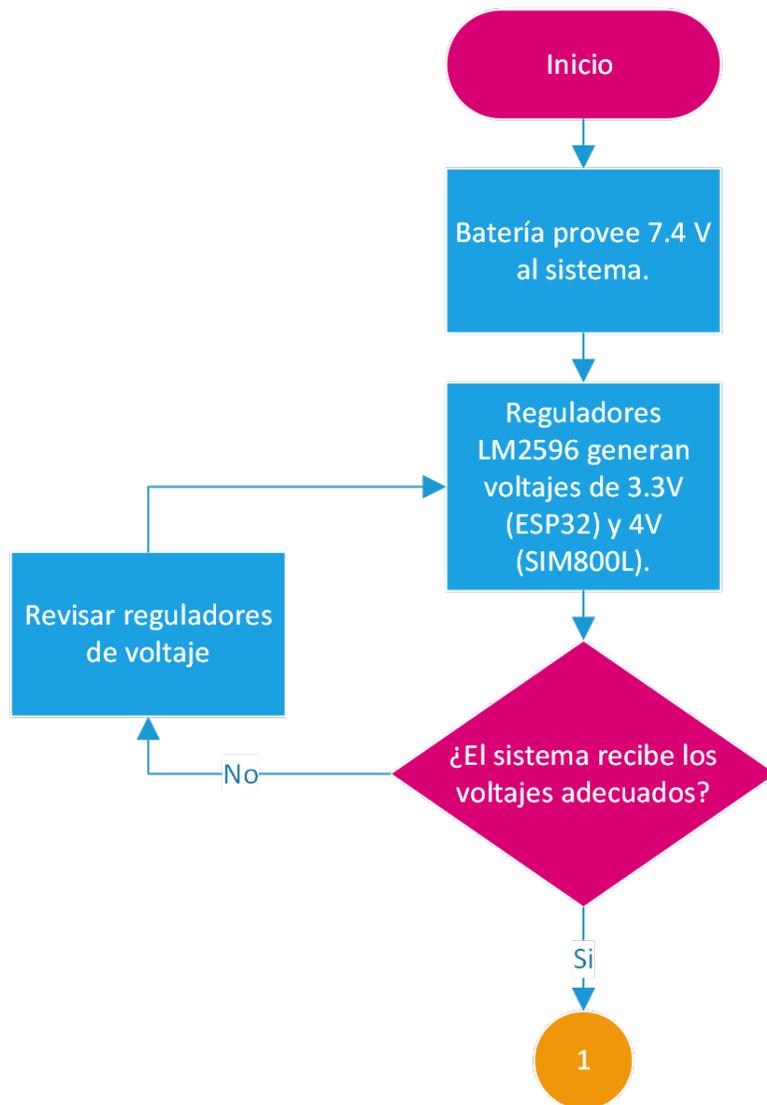


Figura 4-19.: Parte 1: Diagrama de flujo del funcionamiento de general del circuito. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- Continuación del diagrama de flujo mostrado en la página anterior (Fig. 4-19).

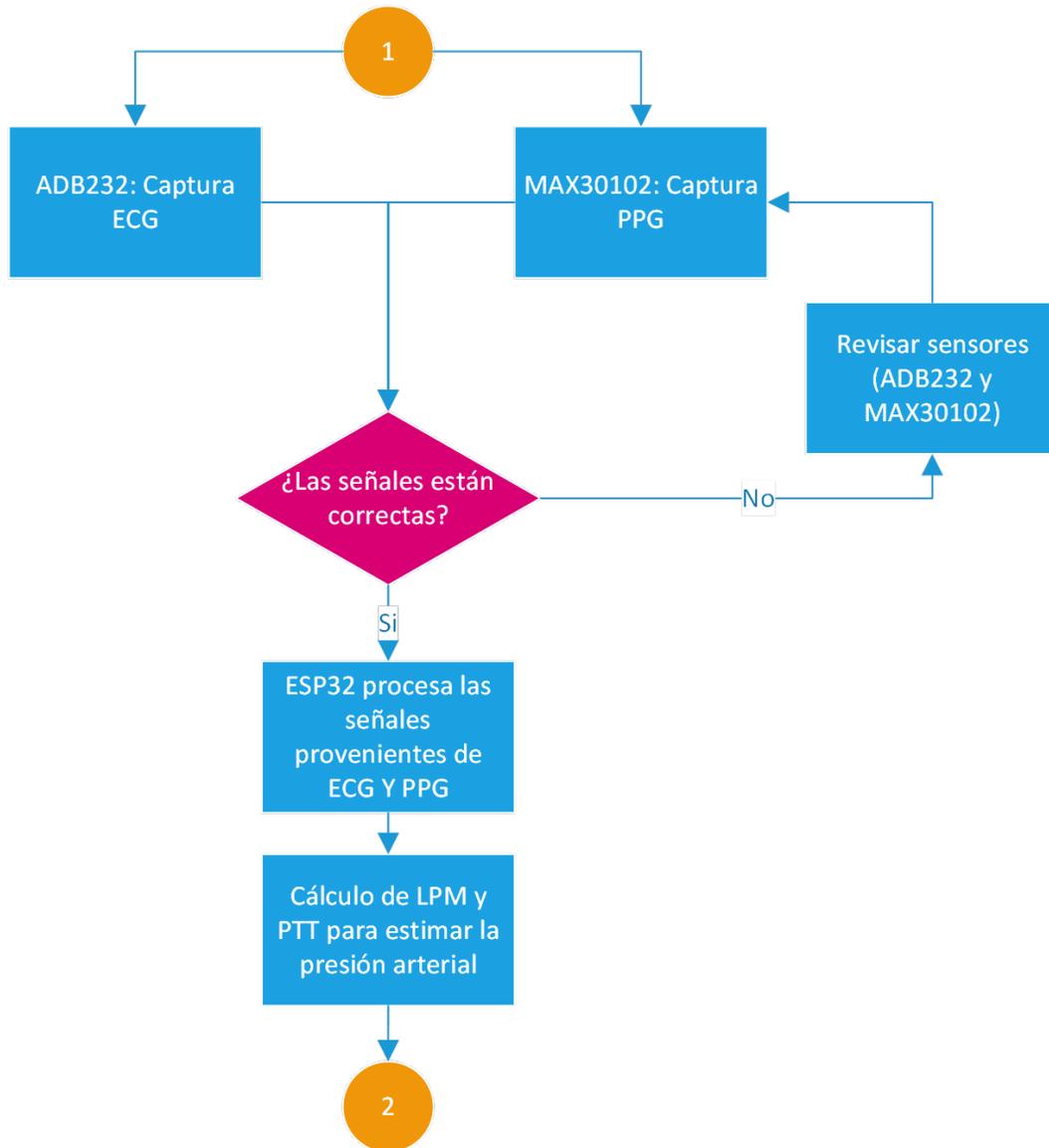


Figura 4-20.: Parte 2: Diagrama de flujo del funcionamiento de general del circuito. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- Continuación del diagrama de flujo mostrado en la página anterior (Fig. 4-20).

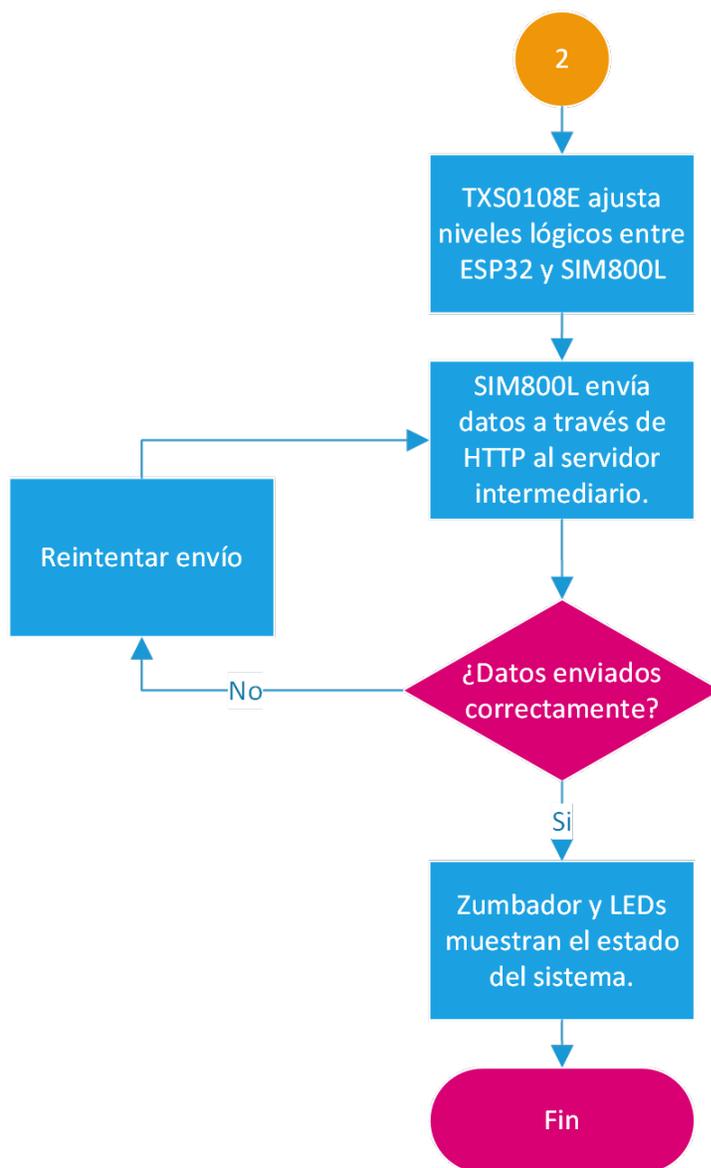


Figura 4-21.: Parte 3: Diagrama de flujo del funcionamiento de general del circuito. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

5. Capítulo 3: Discusión y Análisis de Métricas

- A continuación, se analizarán los resultados obtenidos tras la recopilación de datos de cuatro usuarios seleccionados de forma aleatoria. Este enfoque busca abarcar un rango amplio y representativo de parámetros fisiológicos, permitiendo evaluar la robustez y el desempeño del sistema en un entorno controlado. Como se muestra en Anx. F, previo a la toma de datos, se obtuvo el consentimiento informado de los participantes, asegurando su comprensión sobre los objetivos del estudio y el manejo ético de la información recopilada. Para validar la precisión de las mediciones, se utilizará un tensiómetro comercial como referencia, lo que permitirá comparar la frecuencia cardíaca obtenida por el prototipo con la proporcionada por el dispositivo comercial. Además, se recopilarán datos de presión arterial sistólica y diastólica, que serán fundamentales para relacionarlos posteriormente con el tiempo de tránsito de pulso registrado por el prototipo, dado su vínculo estrecho en la estimación de la presión arterial.

5.1. Datos Promediados de las Variables Principales por Usuario

- El conjunto de datos recolectados incluye 400 mediciones, distribuidas entre cuatro usuarios, con 100 mediciones por usuario. Las variables principales se obtuvieron a través del prototipo y de un tensiómetro comercial empleado como referencia y herramienta de calibración. El prototipo generó datos de señales de electrocardiograma (ECG) y fotopleletismografía (PPG), a partir de las cuales se calcularon la frecuencia cardíaca (LPM por ECG y PPG) y el Tiempo de Tránsito de Pulso (PTT), este último siendo crucial para estimar la presión arterial. Por otro lado, el tensiómetro comercial proporcionó valores de presión arterial sistólica (PAS), diastólica (PAD) y frecuencia cardíaca. Mientras que las mediciones de PAS y PAD se utilizaron para calibrar el prototipo en relación con el PTT, los valores de frecuencia cardíaca permitieron validar su desempeño. También se recolectaron otras variables complementarias, como máximos y mínimos de las señales y umbrales calculados, que enriquecen la comprensión del comportamiento del sistema sin ser el eje central del análisis.

- La media aritmética es una medida estadística que representa el valor promedio de un conjunto de datos. Se calcula sumando todos los valores y dividiendo entre la cantidad total de datos. Utilizada porque da una idea central de los datos [4]. Matemáticamente, estas métricas se definen como:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (5-1)$$

donde:

- \bar{x} : Media aritmética.
- x_i : Cada uno de los valores de los datos.
- n : Cantidad total de datos.
- \sum : Sumatoria, que indica la suma de todos los valores.

En la Tabla 5-1 se presentan los valores promediados de las métricas principales obtenidas para cada usuario. Estos valores corresponden a los datos base utilizados como referencia en los cálculos posteriores y permiten observar las diferencias individuales en parámetros.

Tabla 5-1.: Promedios calculados para cada usuario. Elaboración propia basada en los conceptos de [1, 4, 25].

Usuario	ECG BPM	PPG BPM	PTT	PAS	PAD	Tensiómetro BPM	RR Intervalo ECG
1	82.7690	84.7783	142.4933	114.3600	67.4900	82.1200	727.8000
2	102.6511	103.7277	167.8463	101.2600	65.6700	102.1000	588.1100
3	101.6623	101.8271	119.3315	120.5500	69.4700	101.7200	698.2000
4	80.4711	79.9809	125.6127	124.4700	76.1300	80.0900	931.7900

- Los resultados muestran variaciones notables entre los usuarios en métricas como el PTT, la PAS y la PAD. El Usuario 2 presenta el mayor PTT (167.85 ms) y la menor PAS (101.26 mmHg), mientras que el Usuario 3 tiene la mayor PAS (128.55 mmHg). En frecuencia cardíaca, el Usuario 2 destaca con los valores más altos en ECG BPM y PPG BPM, reflejando diferencias fisiológicas individuales que serán clave para los análisis posteriores.

5.2. Análisis de Errores de BPM (ECG y PPG)

- El error absoluto se define como la diferencia en valor absoluto entre una medición y su valor de referencia [24]. Matemáticamente, puede expresarse como:

$$\text{Error Absoluto} = |\text{Medición} - \text{Referencia}| \quad (5-2)$$

- A medida que disminuye este error, podemos afirmar que las mediciones son más confiables, pues la diferencia entre los valores medidos y los valores reales se reduce. Este hallazgo sugiere, de manera indirecta, que la detección de los picos tanto en el ECG como en el PPG se realiza de forma precisa, dado que cada pico corresponde a un latido cardíaco [24].
- La correcta identificación de estos picos es fundamental, ya que cualquier error en su detección puede afectar directamente la exactitud de los valores obtenidos. Por lo tanto, un bajo error absoluto no solo refuerza la confiabilidad de las mediciones, sino que también valida el desempeño de los métodos utilizados en el prototipo para procesar las señales de ECG y PPG.

En la Tabla 5-2 se consolidan todos los valores de error promedio en LPM (latidos por minuto) obtenidos en los cuatro usuarios, permitiendo contrastar cuáles presentaron mayor o menor discrepancia respecto al tensiómetro de referencia.

Tabla 5-2.: Error absoluto de LPM (ECG y PPG) para los 4 usuarios. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

Usuario	Error ECG [LPM]	Error PPG [LPM]
1	1.9018	2.8377
2	3.2467	3.5459
3	1.8731	1.5953
4	2.3054	1.8087

- Como se muestra en Anx. D, los resultados muestran un rango de error aceptable para un sistema no invasivo orientado al telemonitoreo de parámetros fisiológicos. Este rango está influido, en parte, por las diferencias fisiológicas entre los usuarios, como la estructura corporal, el flujo sanguíneo o la calidad del contacto con el sensor. Dichas variaciones son normales en este tipo de mediciones y no representan una limitación, sino más bien un reflejo de cómo el prototipo es capaz de adaptarse a diferentes escenarios.

5.3. Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca (HRV)

- La variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) es una medida clave para analizar las fluctuaciones en los intervalos entre latidos cardíacos [26]. Dos métricas comúnmente utilizadas para evaluar la HRV son:
 - SDNN (Desviación estándar de los intervalos RR).
 - RMSSD (Raíz cuadrada de la media de las diferencias cuadráticas entre intervalos RR consecutivos).
- Matemáticamente, estas métricas se definen como:

$$\text{SDNN} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (5-3)$$

$$\text{RMSSD} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (RR_{i+1} - RR_i)^2} \quad (5-4)$$

- Aquí, RR_i representa los intervalos entre latidos consecutivos, y N es el número total de intervalos analizados. A medida que los valores de estas métricas aumentan, se observa una mayor variabilidad en la frecuencia cardíaca, asociada a un sistema autónomo más adaptable. Valores bajos pueden indicar una menor capacidad de adaptación del sistema cardiovascular, lo que puede depender de factores como la edad, el estrés o el estado físico del individuo [26].

Los valores en la Tabla 5-3 evidencian una variabilidad coherente en las métricas de HRV entre los usuarios, lo cual resulta completamente esperable debido a las diferencias fisiológicas individuales (e.g., edad, estrés, condición física).

Tabla 5-3.: Métricas de HRV (SDNN y RMSSD) en ECG para los 4 usuarios. Elaboración propia basada en los conceptos de [26].

Usuario	SDNN [ms]	RMSSD [ms]
1	72.03	79.81
2	85.35	95.21
3	99.34	68.45
4	108.52	75.89

- Como se muestra en Anx. D, tanto el SDNN como el RMSSD reflejan patrones consistentes que permiten analizar de manera confiable los cambios en la frecuencia cardíaca. Estos resultados destacan la precisión del sistema para detectar los picos R en las señales de ECG, proporcionando una base sólida para el cálculo de métricas avanzadas y validando su funcionamiento en el análisis de señales cardíacas.

5.4. Coeficiente de Correlación de Pearson

- El coeficiente de correlación de Pearson (r) mide la fuerza y la dirección de la relación lineal entre dos variables cuantitativas [39]. Matemáticamente, se define según la Ecuación (5-5):

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(Y_i - \bar{Y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2 \cdot \sum_{i=1}^n (Y_i - \bar{Y})^2}} \quad (5-5)$$

donde:

- X_i y Y_i representan los valores de las variables X y Y en la posición i .
- \bar{X} y \bar{Y} denotan las medias (promedios) de los datos X y Y , respectivamente.
- n es el número total de observaciones o pares (X_i, Y_i) .

Un valor de r cercano a $+1$ indica fuerte relación lineal directa (a mayor X , mayor Y), mientras que valores próximos a -1 denotan fuerte relación lineal inversa (a mayor X , menor Y). En caso de $r \approx 0$, la asociación lineal entre las variables se considera débil o nula [39].

En este estudio, se han analizado distintas correlaciones relevantes, incluyendo:

- PTT vs. PAS (Tiempo de Tránsito de Pulso vs. Presión Arterial Sistólica).
- PTT vs. PAD (Tiempo de Tránsito de Pulso vs. Presión Arterial Diastólica).
- PTT vs. BPM del tensiómetro (frecuencia cardíaca de referencia).
- ECG vs. tensiómetro BPM.
- PPG vs. tensiómetro BPM.

Interpretación fisiológica (ejemplo PTT vs. PAS): Una correlación negativa indica que, a medida que la PTT aumenta, la PAS tiende a disminuir (y viceversa). Esto es coherente con la idea de que, si la presión sistólica es elevada, la onda de pulso circula *más rápido*, reduciendo el tiempo de tránsito. Por otro lado, un valor cercano a cero sugiere una relación lineal débil en ese escenario o población específica [18].

Tabla 5-4.: Correlaciones de interés para los 4 usuarios analizados. Elaboración propia basada en los conceptos de [39].

Correlación	Usuario 1	Usuario 2	Usuario 3	Usuario 4
PTT vs. PAS	-0.5861	-0.7156	-0.6839	-0.5042
PTT vs. PAD	-0.4071	-0.3962	-0.4134	-0.3773
PTT vs. Tens. BPM	-0.3898	-0.4337	-0.4029	-0.3530
ECG vs. Tens. BPM	0.9276	0.8059	0.9544	0.9008
PPG vs. Tens. BPM	0.9495	0.8999	0.9627	0.9238

- Usuario 1: Como se muestra en Anx. D, presenta una correlación negativa moderada-fuerte ($r = -0,5861$) entre PTT y PAS, *acorde a la fisiología* (si la PAS se incrementa, la PTT tiende a decrecer). Además, ECG y PPG logran correlaciones elevadas (0.9276 y 0.9495) con la FC de referencia (tensiómetro), lo que confirma la fiabilidad de ambos métodos de detección cardíaca.
- Usuario 2: Como se muestra en Anx. D, la correlación PTT-PAS es moderada-fuerte negativa ($r = -0.7156$), lo que respalda la relación fisiológica esperada. ECG vs. tensiómetro BPM (0.8059) y PPG vs. tensiómetro BPM (0.8999) se mantienen altos, validando la solidez de la medición de frecuencia cardíaca en este usuario.
- Usuario 3: Como se observa en Anx. D, muestra correlaciones ECG vs. tensiómetro BPM y PPG vs. tensiómetro BPM cercanas a 1 ($r = 0.9544$ y 0.9627 , respectivamente), indicando excelente concordancia entre las mediciones del prototipo y el equipo comercial. La correlación PTT-PAS es negativa y moderada (-0.6839), lo cual sí sigue la tendencia fisiológica esperada.
- Usuario 4: Como se muestra en Anx. D, nuevamente se observa una correlación negativa moderada PTT vs. PAS ($-0,5042$), reforzando la hipótesis de que altos valores de PAS acortan la PTT. Por su parte, PPG vs. tensiómetro BPM (0.9238) demuestra que la señal fotopleletismográfica también mantiene buena exactitud al estimar la FC.

6. Capítulo 4: Resultados Finales del Análisis

6.1. Evaluación del Modelo Gradient Boosting

- El Gradient Boosting Decision Trees (GBDT) es una técnica de ensamble que construye árboles de decisión de manera progresiva, optimizando en cada etapa una función de pérdida a través de gradientes. A diferencia de métodos como el bagging, donde los árboles actúan de forma independiente, este enfoque genera cada árbol para corregir los errores cometidos en las iteraciones anteriores. Esto lo convierte en una herramienta eficaz para modelar relaciones complejas y no lineales entre las variables de entrada y los resultados. En este trabajo, el GBDT fue configurado utilizando GridSearchCV y evaluado con métricas como MAE y RMSE, logrando analizar con precisión variables fisiológicas como el PTT, las frecuencias cardíacas derivadas de las señales ECG y PPG, y las presiones arteriales sistólica y diastólica. La estructura iterativa de este método garantiza un nivel de precisión elevado, superando las limitaciones de los modelos lineales tradicionales [27].
- El error absoluto medio (MAE, por sus siglas en inglés) y el error cuadrático medio (RMSE, por sus siglas en inglés) son métricas ampliamente utilizadas para evaluar el desempeño de modelos. El MAE es una métrica simple y efectiva que asigna el mismo peso a todos los errores, independientemente de su magnitud. Esto lo convierte en una herramienta neutral, ya que no está tan influenciado por valores atípicos. Es ideal para contextos donde los errores grandes no son críticos, proporcionando una medida directa y comprensible del error promedio [7]. Matemáticamente, se define según la Ecuación (6-1):

$$\text{MAE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - \hat{y}_i| \tag{6-1}$$

donde:

- y_i : Valor real observado.

- \hat{y}_i : Valor predicho por el modelo.
- n : Número total de observaciones.
- El RMSE es particularmente útil cuando se espera que la distribución del error sea gaussiana. A diferencia del MAE, el RMSE penaliza con mayor severidad los errores grandes debido al uso de los cuadrados en su cálculo. Además, cumple con el requisito de la desigualdad triangular, lo que lo convierte en una métrica de distancia válida. Es especialmente útil en modelos donde los errores grandes son menos tolerables, permitiendo identificar y minimizar de forma más estricta dichas desviaciones [7]. Matemáticamente, se define según la Ecuación (6-2):

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} \quad (6-2)$$

donde:

- y_i : Valor real observado.
- \hat{y}_i : Valor predicho por el modelo.
- n : Número total de observaciones.

Para ilustrar el desempeño del modelo en la estimación de las presiones arteriales, en la Tabla 6-1 se presentan los valores de MAE y RMSE calculados para la presión sistólica y diastólica de cada usuario, resaltando las diferencias entre las predicciones del prototipo y los valores de referencia proporcionados por el tensiómetro comercial.

Tabla 6-1.: Resultados del modelo Gradient Boosting por usuario. Elaboración propia basada en los conceptos de [11, 27].

Usuario	MAE PAS	RMSE PAS	MAE PAD	RMSE PAD
1	3.63	4.38	2.23	3.08
2	5.13	5.86	2.41	3.04
3	2.51	3.13	1.02	1.55
4	1.98	2.32	1.70	2.20

- Usuario 1: Estos errores se sitúan dentro del rango de ± 5 mmHg sugerido en la literatura, con un RMSE relativamente bajo. En un contexto no invasivo (basado en PTT obtenido de ECG y PPG), se considera un resultado aceptable que respalda la fiabilidad del método para telemonitoreo.

- Usuario 2: Si bien la presión sistólica supera ligeramente el umbral de ± 5 mmHg, la diastólica presenta un margen de error muy por debajo. Esto sugiere que para este usuario, la estimación de la PAS es algo más sensible a factores fisiológicos o de registro (p.ej., variaciones anatómicas, estado de estrés, etc.). No obstante, se mantiene en un rango cercano a lo recomendado por las guías de validación.
- Usuario 3: Este participante exhibe los errores más bajos del grupo, muy por debajo de ± 5 mmHg, lo cual indica una excelente concordancia con el tensiómetro de referencia. Esto podría deberse a la alta calidad de la señal ECG-PPG o a una fisiología estable que favorece la relación PTT-presión arterial.
- Usuario 4: Los resultados en este usuario son incluso más favorables que en el caso anterior. El error en la presión sistólica y diastólica es mínimo y cumple holgadamente con la referencia de ± 5 mmHg, indicando un desempeño excepcional del modelo para este caso particular.
- Como se muestra en Anx. E, en la mayoría de los casos, los valores de MAE y RMSE obtenidos se encuentran dentro del rango de ± 5 mmHg, establecido como referencia por la norma ISO 81060-2:2018 para dispositivos de medición automática no invasiva de presión arterial. Este rango es considerado el estándar de precisión clínica. Sin embargo, en contextos de investigación y desarrollo de prototipos, rangos entre 5 y 10 mmHg se aceptan como indicadores de un desempeño prometedor, mientras que valores mayores a 10 mmHg reflejan limitaciones que requieren optimización. En este estudio, la PAS del Usuario 2 supera ligeramente los ± 5 mmHg, ubicándose en el rango de 5 a 10 mmHg, lo cual sigue siendo adecuado para un prototipo en desarrollo. Por el contrario, los resultados del resto de los usuarios se alinean con los estándares clínicos. Estos hallazgos refuerzan la utilidad del modelo basado en PTT derivado de señales ECG y PPG, demostrando un alto potencial para estimar la presión arterial de manera no invasiva y con un nivel de precisión cercano al de dispositivos comerciales [14].

6.2. Coeficientes Destilados para Implementación en Hardware

- Para implementar el modelo Gradient Boosting en un dispositivo de recursos limitados como el ESP32, se llevó a cabo un proceso de destilación. Este proceso consiste en simplificar las predicciones generadas por el modelo al ajustar un conjunto de puntos simulados a una función polinómica cuadrática. Esta simplificación permite reducir significativamente la carga computacional, haciendo viable la ejecución en tiempo real y manteniendo la precisión en las estimaciones de presión arterial sistólica (PAS) y diastólica (PAD) [11, 27]. La destilación no solo permite aproximar las predicciones de

manera eficiente, sino que también facilita la interpretación de los resultados mediante ecuaciones matemáticas claras. En este caso, se utilizó el tiempo de tránsito de pulso (*PTT*) como variable principal, ajustando las relaciones entre *PTT* y PAS/PAD mediante un polinomio cuadrático:

$$PAS = a_0 + a_1 \cdot PTT + a_2 \cdot PTT^2 \quad (6-3)$$

$$PAD = b_0 + b_1 \cdot PTT + b_2 \cdot PTT^2 \quad (6-4)$$

- Donde a_0, a_1, a_2 son los coeficientes ajustados para la predicción de PAS, y b_0, b_1, b_2 corresponden a los coeficientes ajustados para PAD. Estos coeficientes permiten realizar predicciones rápidas y precisas, adecuadas para sistemas embebidos como el ESP32 donde el uso de recursos se ve bastante comprometido por la gran carga de trabajo.

Para ilustrar la simplificación realizada durante la destilación del modelo, en la Tabla 6-2 se presentan los coeficientes ajustados de las ecuaciones polinómicas cuadráticas para la estimación de las presiones arteriales sistólica y diastólica (PAS y PAD) en función del tiempo de tránsito de pulso (PTT).

Tabla 6-2.: Coeficientes ajustados mediante destilación del modelo Gradient Boosting para la predicción de PAS y PAD por usuario. Elaboración propia.

Usuario	a_2 PAS	a_1 PAS	a_0 PAS	b_2 PAD	b_1 PAD	b_0 PAD
1	-2.4930e-04	5.6737e-03	1.1899e+02	-5.4023e-04	1.5167e-01	5.8486e+01
2	8.0774e-05	-2.5040e-02	1.0381e+02	-8.8921e-05	7.3079e-02	5.8096e+01
3	3.7371e-05	-1.3512e-02	1.2928e+02	1.3332e-04	-2.4501e-02	6.8839e+01
4	1.1254e-04	-7.4505e-02	1.2804e+02	6.6535e-05	-4.6214e-02	7.8477e+01

- Los coeficientes obtenidos permiten simplificar un modelo complejo, como el Gradient Boosting, a un polinomio cuadrático. Esta transformación optimiza significativamente el uso de recursos, haciendo posible que el ESP32 maneje las predicciones de manera eficiente y sin dificultades.

7. Conclusiones y recomendaciones

7.1. Conclusiones

- Se desarrolló e implementó un sistema de telemonitoreo para la detección temprana de presión arterial elevada, logrando una monitorización continua de parámetros fisiológicos relevantes. El sistema integra tecnologías avanzadas de sensores no invasivos y algoritmos de procesamiento de datos que permiten la estimación confiable de la presión arterial en tiempo real, demostrando su potencial aplicabilidad en escenarios de telemedicina y su contribución al monitoreo remoto de la hipertensión.
- Se identificaron los requisitos técnicos y funcionales del sistema, seleccionando componentes clave como los sensores ECG (AD8232) y PPG (MAX30102), el microcontrolador ESP32 y el módulo de comunicación SIM800L. Esta configuración permitió capturar señales fisiológicas de manera precisa, garantizar la conectividad en tiempo real y ofrecer una solución adaptable a entornos clínicos y remotos. Asimismo, se verificó que los datos llegaran de manera adecuada a los registros del servidor (logs), corroborando el envío efectivo de la información. Además, se definieron los algoritmos necesarios para procesar las señales y estimar parámetros clave como el tiempo de tránsito del pulso (PTT).
- A través de una revisión exhaustiva de la literatura y evaluaciones prácticas, se seleccionaron sensores no invasivos como los más adecuados para capturar señales fisiológicas críticas (ECG y PPG). Asimismo, se implementaron algoritmos avanzados, destacándose el modelo Gradient Boosting Decision Trees (GBDT) por su capacidad para modelar relaciones complejas entre las señales fisiológicas y los valores de presión arterial, lo que asegura un alto nivel de precisión en las estimaciones.
- El prototipo funcional se construyó con éxito, integrando los sensores y algoritmos optimizados de forma efectiva. Tal como lo evidencia la Tabla 5-4, se observaron correlaciones consistentes (superiores a 0.85) entre las señales fisiológicas y la presión arterial entre los usuarios. Este diseño permitió la monitorización continua de la presión arterial en tiempo real, destacándose por su ergonomía y portabilidad. La implementación del modelo destilado en el microcontrolador ESP32 optimizó los recursos computacionales, haciendo viable el uso del sistema en aplicaciones prácticas de telemonitoreo.

- Como se muestra en la Tabla **6-1**, las pruebas en condiciones controladas demostraron que el prototipo alcanza un nivel de precisión adecuado, con valores de error (MAE y RMSE) dentro del rango recomendado de ± 5 mmHg según estándares internacionales (ISO 81060-2:2018). En promedio, se obtuvieron errores de alrededor de 3 mmHg para la presión sistólica y 4 mmHg para la diastólica. Los usuarios reportaron que el sistema es cómodo y fácil de usar, validando su diseño para aplicaciones clínicas y remotas.
- Durante la fase de validación clínica, el sistema mostró una capacidad destacada para estimar valores tensionales de forma fiable y estable. La Tabla **6-2** expone los coeficientes finales ajustados mediante destilación del modelo Gradient Boosting, evidenciando la adaptación del algoritmo a las características de los usuarios. El feedback obtenido permitió identificar y corregir áreas de mejora en el diseño y funcionalidad, consolidando el sistema como una herramienta robusta para aplicaciones futuras en telemedicina.

7.2. Recomendaciones

- El uso de microcontroladores con mayor capacidad de procesamiento y memoria se presenta como la vía principal para manejar algoritmos más complejos y asegurar un rendimiento estable en condiciones diversas. A ello se suma la recomendación de emplear sensores de alta precisión, útiles para usuarios con señales débiles o alta variabilidad fisiológica, aunque impliquen un mayor costo. Por último, la integración de módulos de comunicación 4G o 5G fortalecería la velocidad y confiabilidad de la transmisión de datos, algo esencial para el monitoreo en tiempo real en contextos de telemedicina.
- En el ámbito del software, resulta fundamental adoptar plataformas de desarrollo con mayor flexibilidad para implementar nuevas funcionalidades y optimizar las ya existentes. La inclusión de algoritmos de aprendizaje automático más complejos, o incluso inteligencia artificial, brindaría un nivel superior de personalización y exactitud en la estimación de la presión arterial. Esto favorecería la adaptación del sistema a un espectro más amplio de escenarios y necesidades clínicas.
- Por último, se recomienda llevar a cabo validaciones clínicas más amplias con poblaciones diversas, lo que garantizaría la solidez y adaptabilidad del sistema ante múltiples condiciones y perfiles fisiológicos. Estas evaluaciones reforzarían la evidencia de la fiabilidad del prototipo y permitirían afinar detalles tanto en hardware como en software, contribuyendo a una adopción más segura y efectiva de la plataforma en entornos de telemonitoreo a gran escala.

A. Anexo: Funcionamiento del Servidor Intermediario

- Se verificó la recepción de la solicitud HTTP utilizando la terminal del Droplet, donde se ejecutaron el comando correspondiente con la dirección IP pública asignada al servidor. Permittedo visualizar los registros detallados generados por Flask, los cuales documentan las solicitudes procesadas de manera precisa.

```
[13/Dec/2024 12:08:11] "POST /send_sms HTTP/1.1" 201 -
```

Figura A-1.: Solicitud HTTP proveniente del SIM800L procesada con éxito. Elaboración propia basada en los conceptos de [3, 20, 31].

- El envío del mensaje se verificó con éxito a través de los registros generados por Twilio. Estos logs ofrecen un seguimiento detallado del estado del mensaje, confirmando que el proceso de envío se completó satisfactoriamente.

The screenshot displays the 'Message Details' page for a Twilio message. The 'Properties' section includes the Message SID (SM47008c841a09c0e13dfc68e2f7b37a3b), Messaging Service (none), and a 'Created At' timestamp of 12:08:11 GMT-5 2024-12-13. The 'Message Segments' section shows 1 segment from '(US) whatsapp. +1 4155238886'. The 'Body' section contains the following text: 'Presión arterial medida: PAS: 113.8 mmHg, PAD: 69.9 mmHg, Interpretación: Presión arterial normal, BPM: 90.2 lat/min, Interpretación BPM: Frecuencia cardíaca normal'. The 'To' field is highlighted with a red box and shows '(EC) whatsapp: +593 980965804'. Other fields like 'Direction', 'API Endpoint', 'Scheduled For', 'Encoding', 'Region', and 'Shortened link' are also visible.

Figura A-2.: Log de Twilio para verificación de envío de mensaje. Elaboración propia basada en los conceptos de [34].

- Se verificó que el mensaje fue enviado con éxito y llegó al WhatsApp del destinatario sin contratiempos.

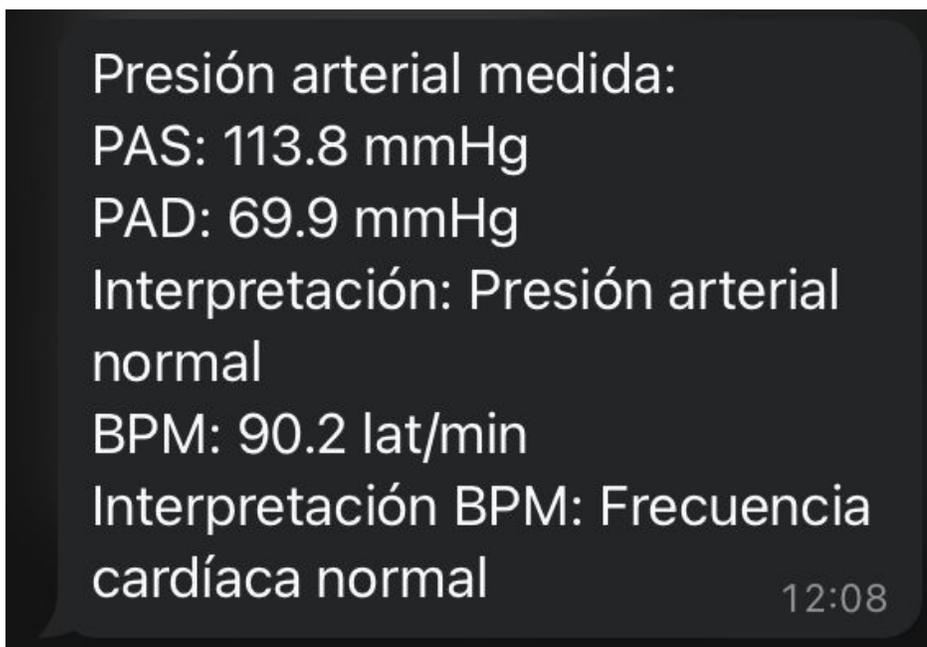


Figura A-3.: Notificación enviada al destinatario mediante WhatsApp. Elaboración propia basada en los conceptos de [34].

B. Anexo: Diseño y Fabricación de la PCB

- El prototipo fue probado en una protoboard antes de la construcción del PCB para verificar su funcionamiento y garantizar la correcta conexión de todos los componentes.

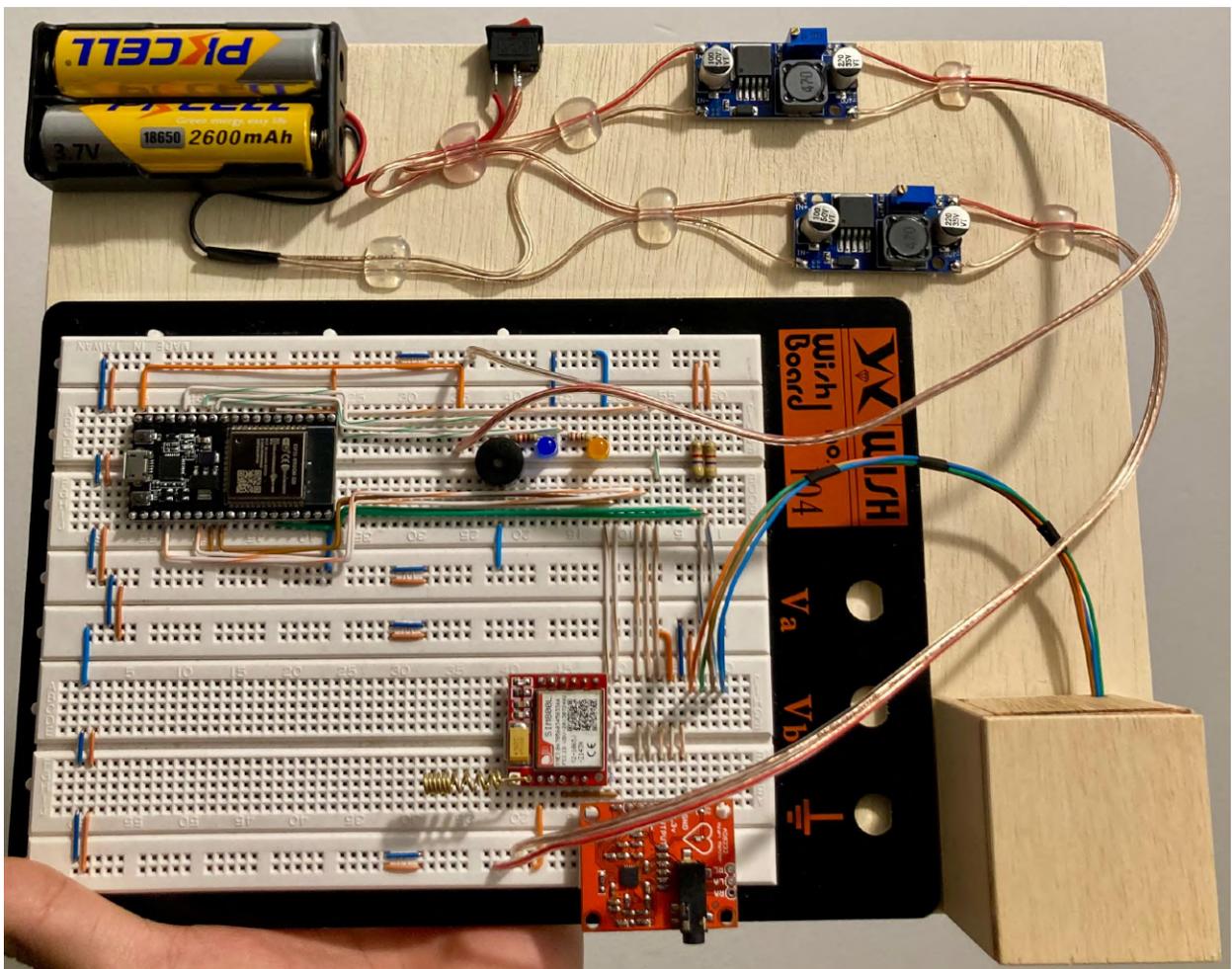


Figura B-1.: Prototipo probado en una protoboard. Elaboración propia basada en los conceptos de [9].

- El desarrollo del PCB se realizó utilizando el software Proteus Design Suite, una herramienta que permitió diseñar y simular los circuitos antes de su fabricación, asegurando una disposición óptima de los componentes y la integridad del diseño eléctrico.

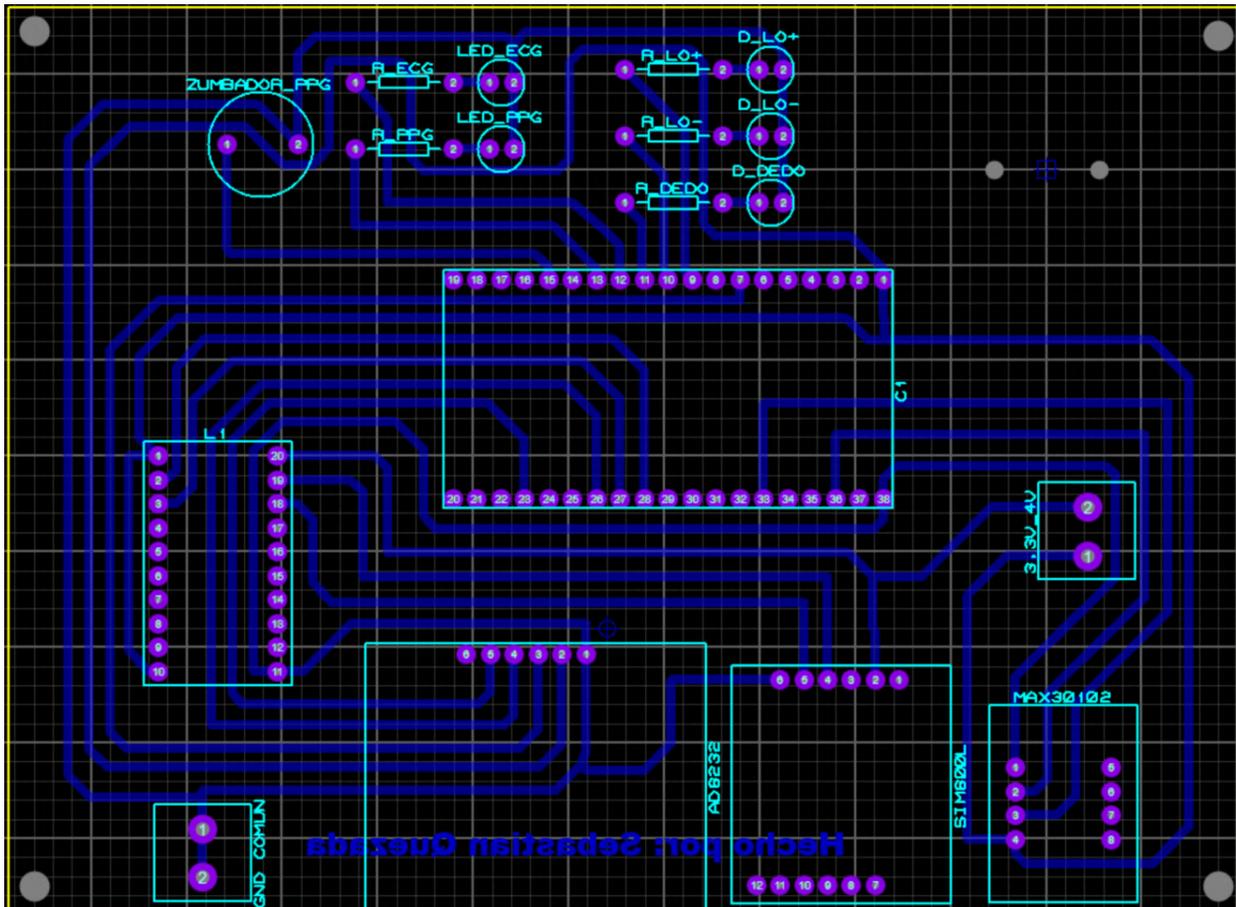


Figura B-2.: Diseño de PCB desarrollado en Proteus Design Suite. Elaboración propia basada en los conceptos de [9].

- El PCB finalizado incluye todos los componentes correctamente soldados en sus respectivas posiciones, quedando listo para su funcionamiento óptimo.

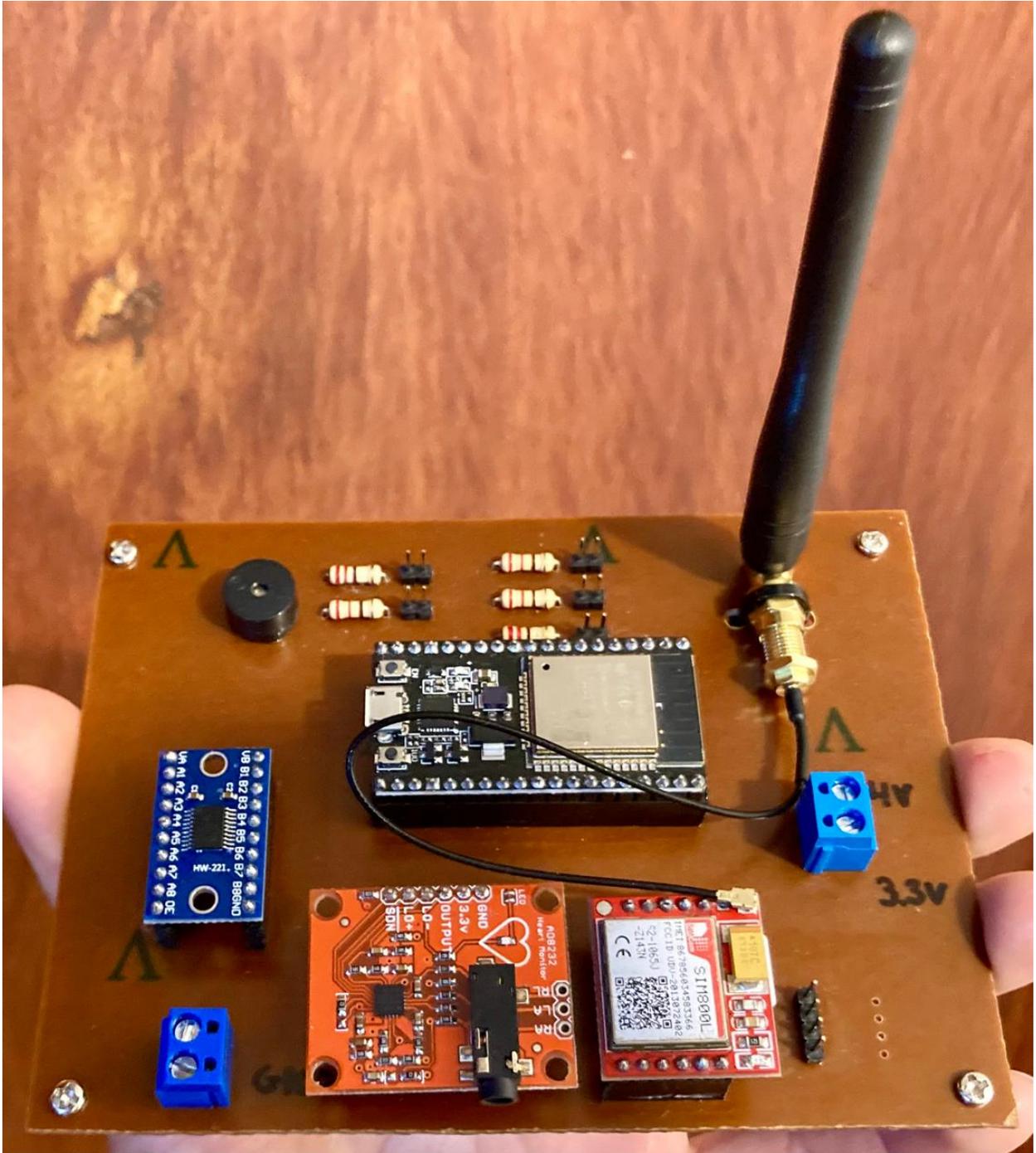


Figura B-3.: PCB finalizado con todos los componentes ensamblados y correctamente posicionados, listo para su operación. Elaboración propia basada en los conceptos de [9].

C. Anexo: Diseño de la Estructura para Integrar los Componentes

- Diseño de la caja principal en 3D realizado utilizando Autodesk Inventor, asegurando precisión en las dimensiones y una estructura adecuada para proteger los componentes esenciales del sistema.

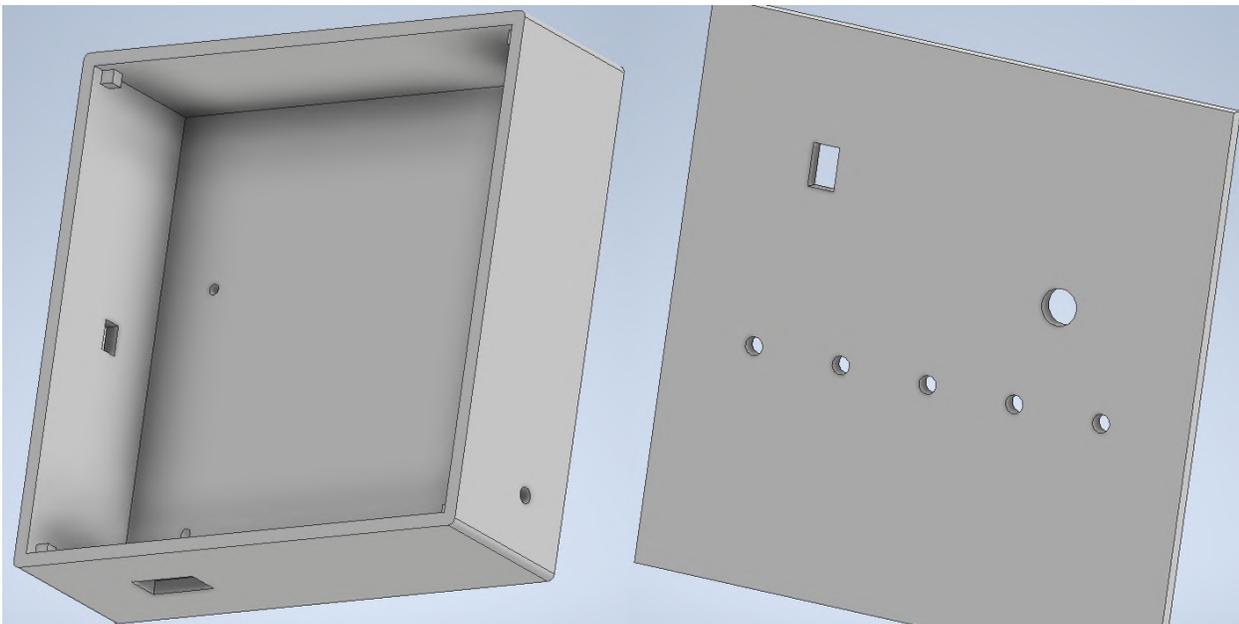


Figura C-1.: Caja principal realizada en Autodesk Inventor. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- Diseño de la caja extensora para el sensor MAX30102 realizado en Autodesk Inventor, garantizando un ajuste preciso y protección adecuada para su funcionamiento.

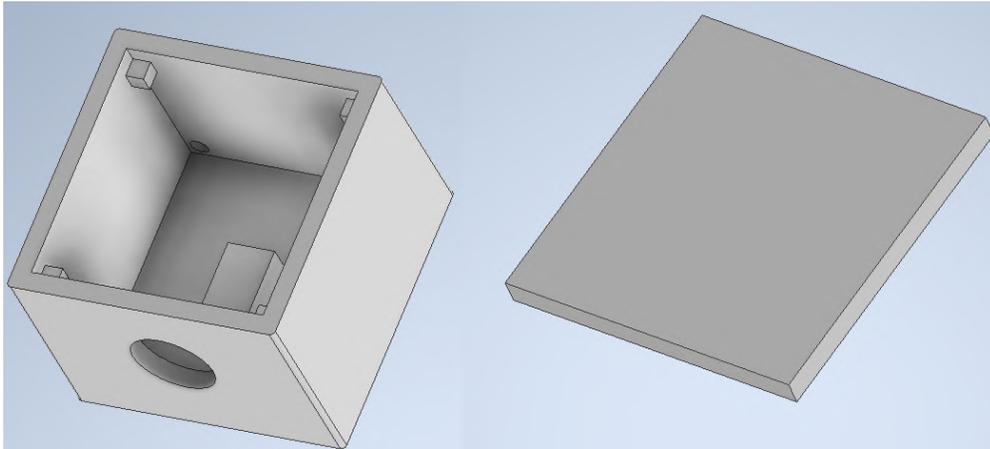


Figura C-2.: Caja extensora para MAX30102 realizada en Autodesk Inventor. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- Caja principal con todos los componentes ensamblados y correctamente montados en su interior, lista para su operación

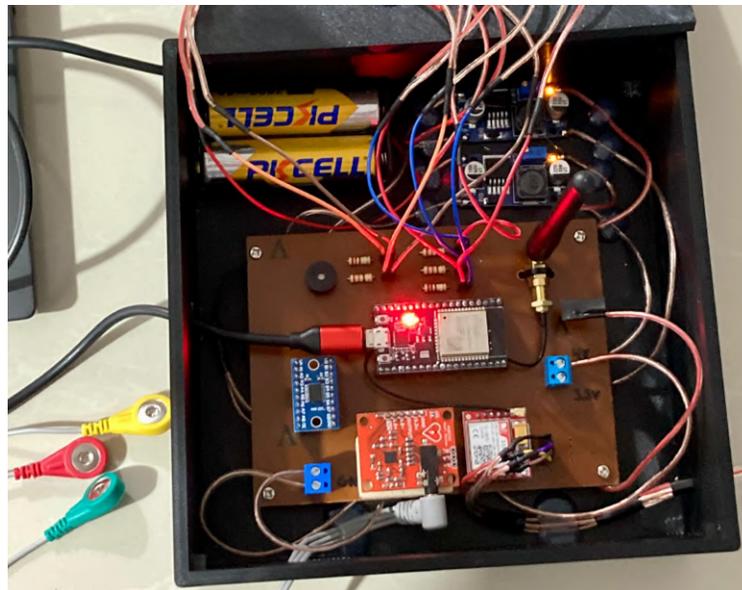


Figura C-3.: Caja con componentes ensamblados. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

- Proyecto completamente terminado y lista para su uso, con todos los detalles optimizados para un funcionamiento eficiente.

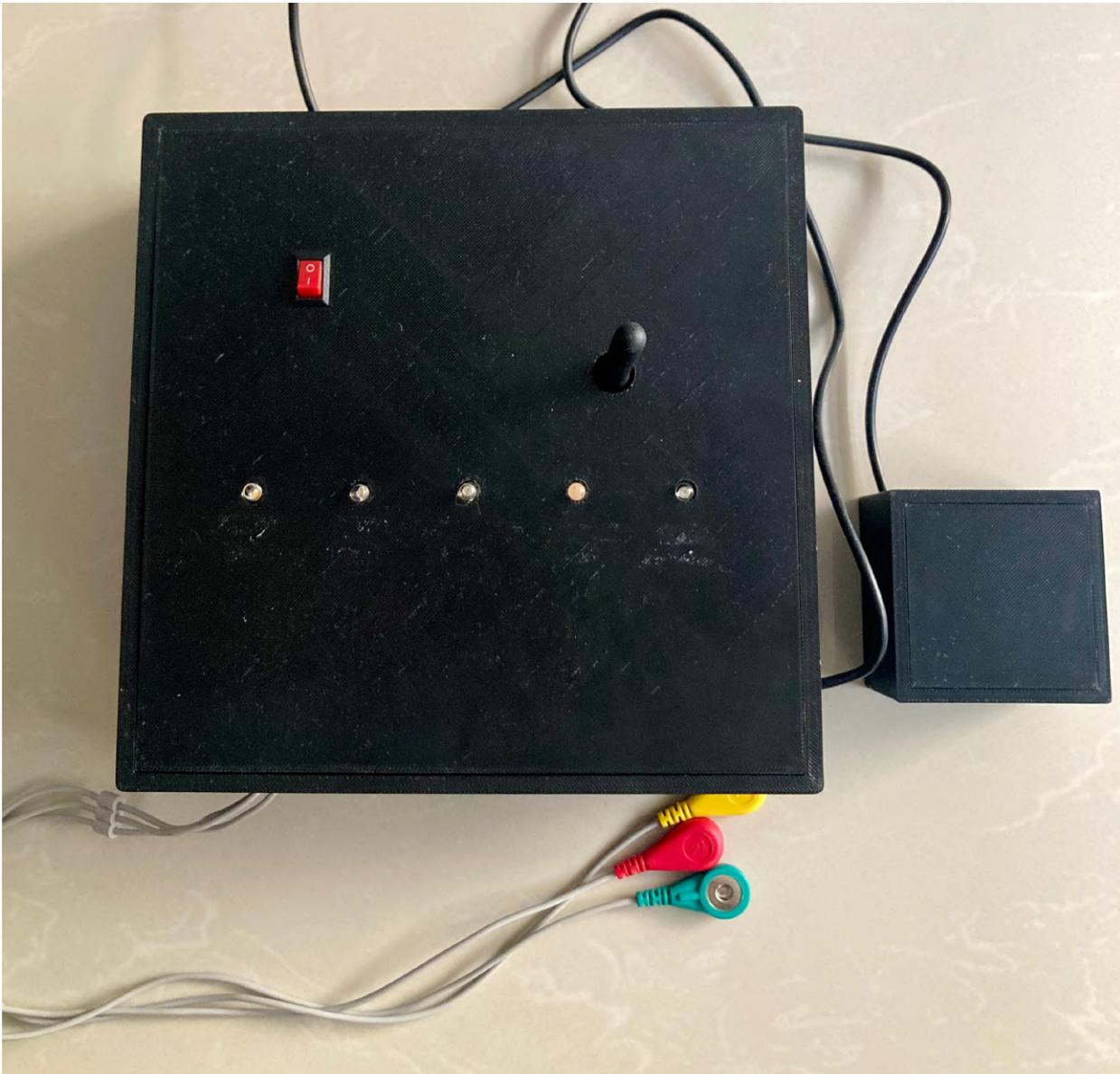


Figura C-4.: Proyecto finalizado. Elaboración propia basada en los conceptos de [37].

D. Anexo: Discusión y Análisis de Métrica

- Comportamiento del usuario 1 en relación a las medidas de LPM obtenidas a partir del ECG y PPG, comparadas con los valores de LPM registrados por el tensiómetro comercial.

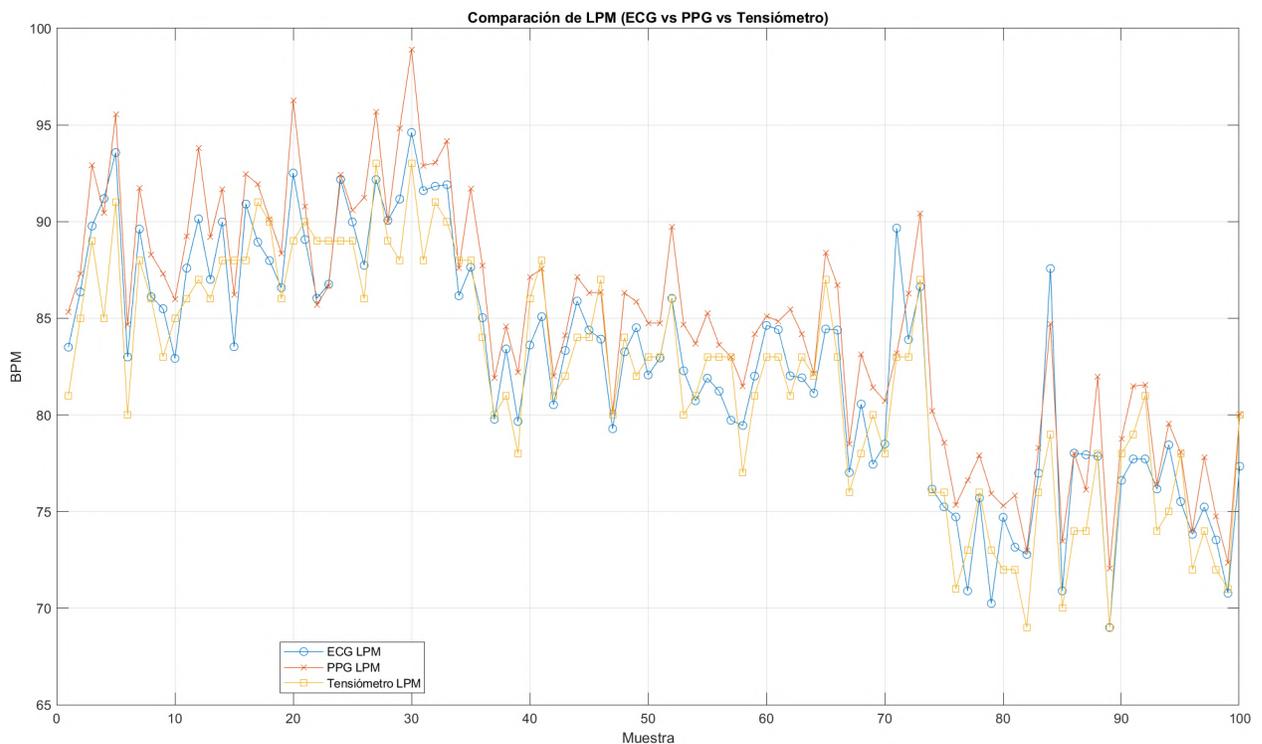


Figura D-1.: Comparativa de LPM para el usuario 1. Elaboración propia basada en los conceptos de [24].

- Comportamiento del usuario 2 en relación a las medidas de LPM obtenidas a partir del ECG y PPG, comparadas con los valores de LPM registrados por el tensiómetro comercial.

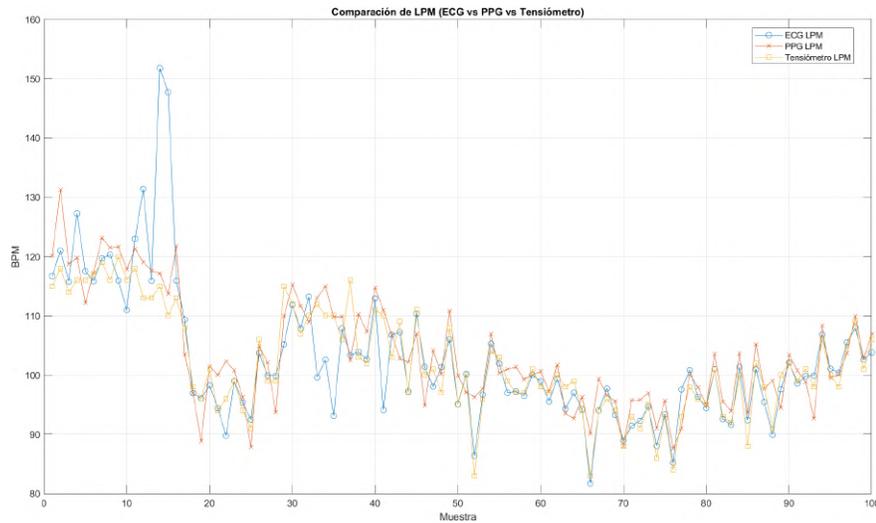


Figura D-2.: Comparativa de LPM para el usuario 2. Elaboración propia basada en los conceptos de [24].

- Comportamiento del usuario 3 en relación a las medidas de LPM obtenidas a partir del ECG y PPG, comparadas con los valores de LPM registrados por el tensiómetro comercial.

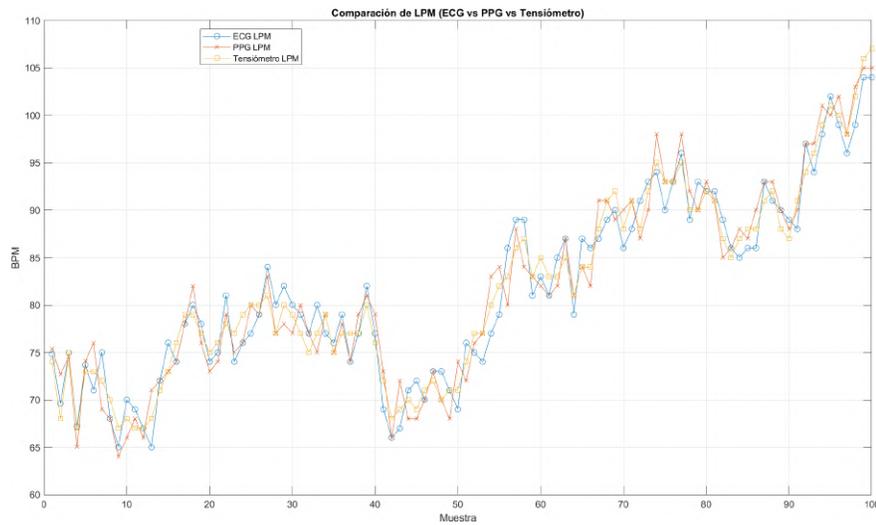


Figura D-3.: Comparativa de LPM para el usuario 3. Elaboración propia basada en los conceptos de [24].

- Comportamiento del usuario 4 en relación a las medidas de LPM obtenidas a partir del ECG y PPG, comparadas con los valores de LPM registrados por el tensiómetro comercial.

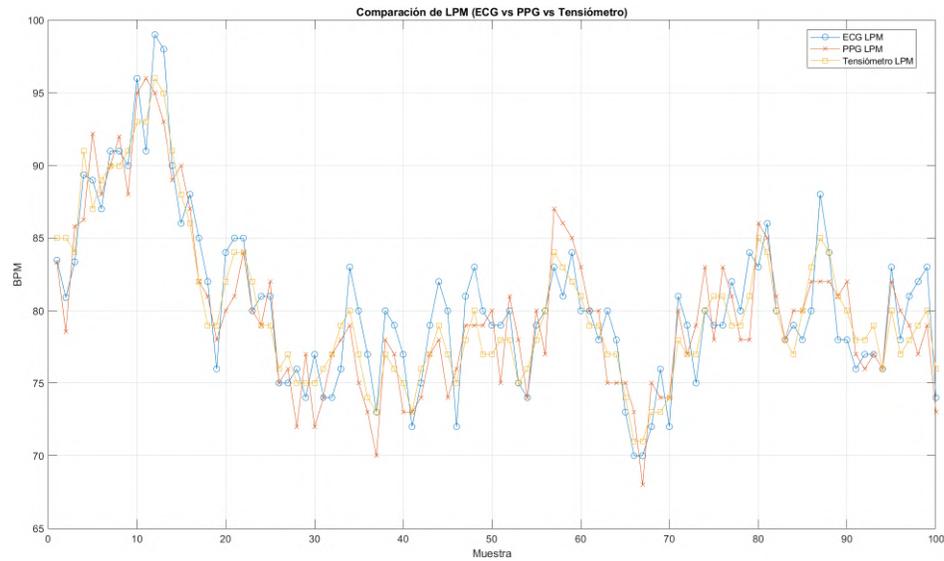


Figura D-4.: Comparativa de LPM para el usuario 4. Elaboración propia basada en los conceptos de [24].

- Análisis de Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) basado en ECG: SDNN y RMSSD para el usuario 1.

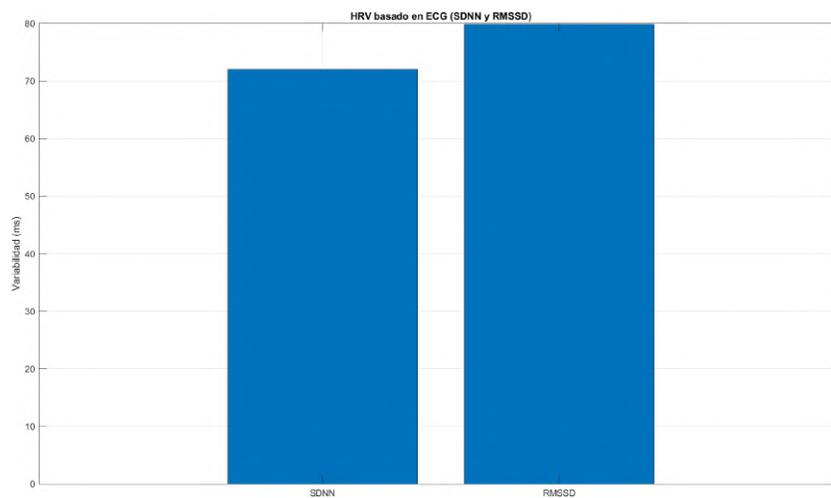


Figura D-5.: Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) para el usuario 1. Elaboración propia basada en los conceptos de [26].

- Análisis de Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) basado en ECG: SDNN y RMSSD para el usuario 2.

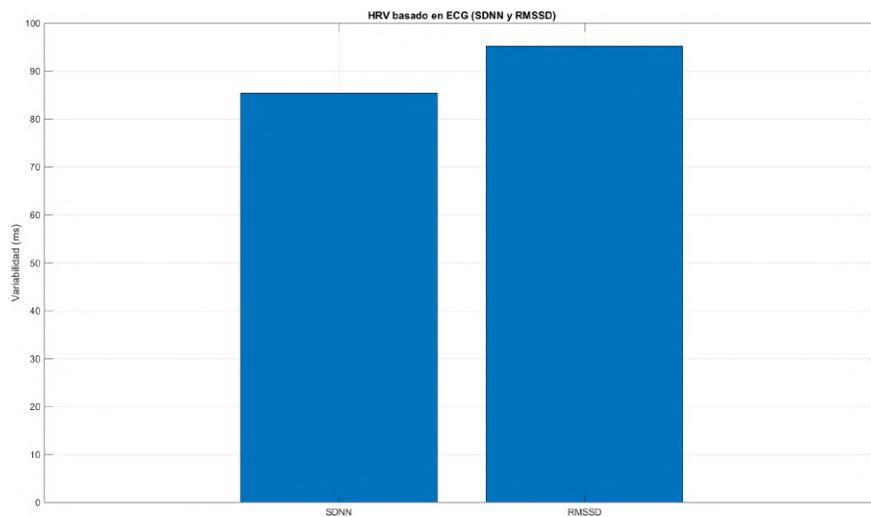


Figura D-6.: Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) para el usuario 2. Elaboración propia basada en los conceptos de [26].

- Análisis de Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) basado en ECG: SDNN y RMSSD para el usuario 3.

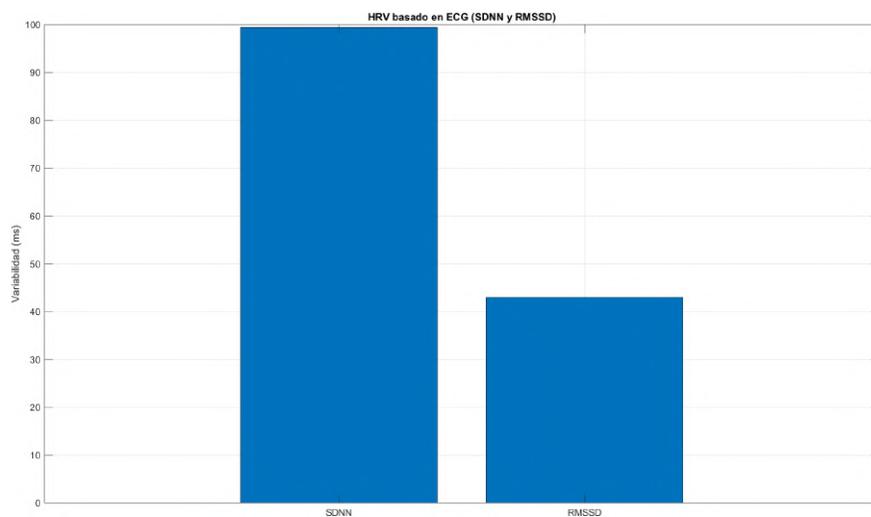


Figura D-7.: Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) para el usuario 3. Elaboración propia basada en los conceptos de [26].

- Análisis de Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) basado en ECG: SDNN y RMSSD para el usuario 4.

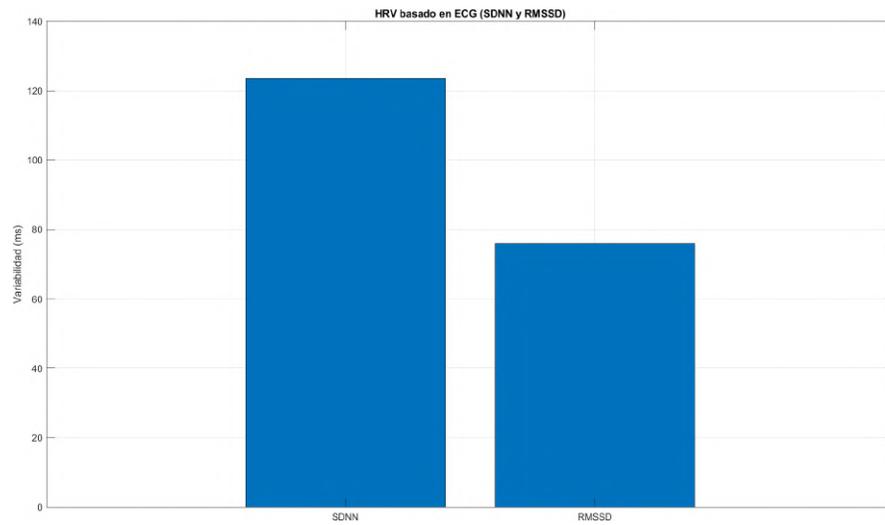


Figura D-8.: Variabilidad del Ritmo Cardíaco (HRV) para el usuario 4. Elaboración propia basada en los conceptos de [26].

- Matriz de Correlaciones de Pearson entre Variables Fisiológicas y Tensiómetro para el usuario 1.

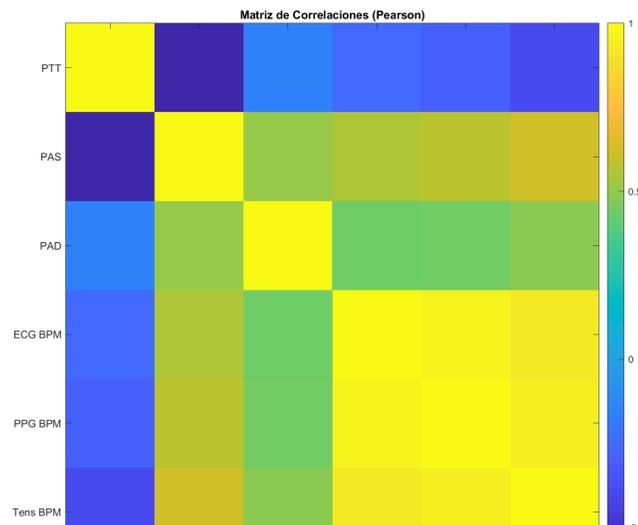


Figura D-9.: Matriz de Correlaciones de Pearson para el usuario 1. Elaboración propia basada en los conceptos de [39].

- Matriz de Correlaciones de Pearson entre Variables Fisiológicas y Tensiómetro para el usuario 2.

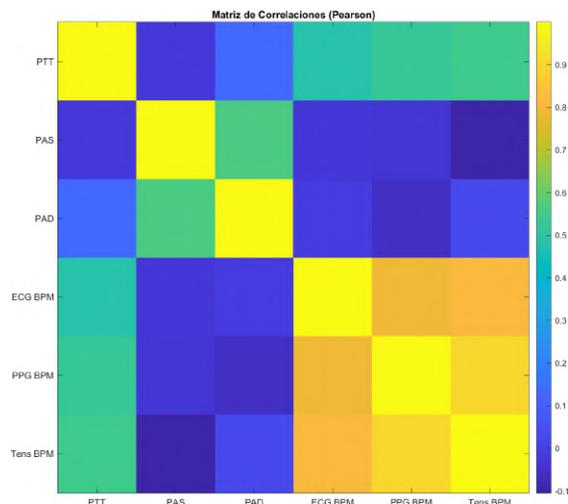


Figura D-10.: Matriz de Correlaciones de Pearson para el usuario 2. Elaboración propia basada en los conceptos de [39].

- Matriz de Correlaciones de Pearson entre Variables Fisiológicas y Tensiómetro para el usuario 3.

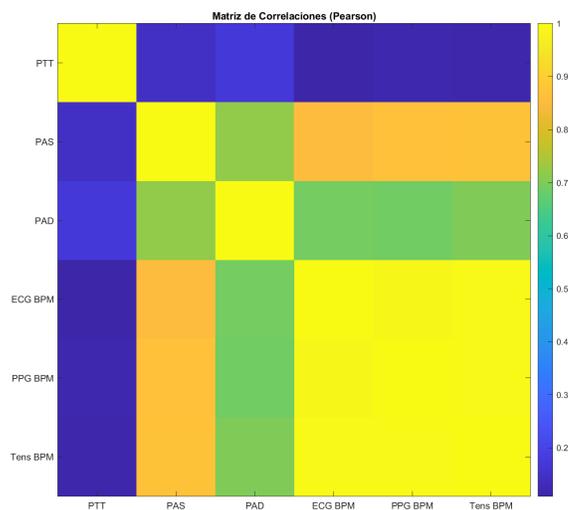


Figura D-11.: Matriz de Correlaciones de Pearson para el usuario 3. Elaboración propia basada en los conceptos de [39].

- Matriz de Correlaciones de Pearson entre Variables Fisiológicas y Tensiómetro para el usuario 4.

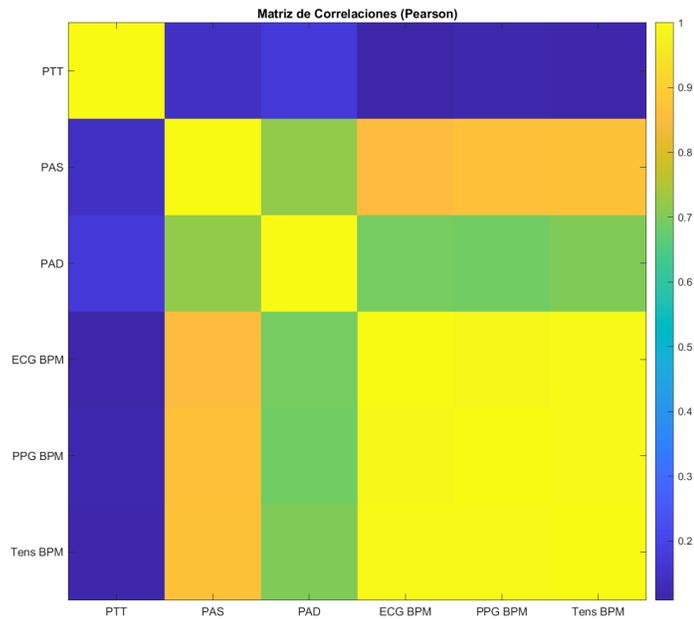


Figura D-12.: Matriz de Correlaciones de Pearson para el usuario 4. Elaboración propia basada en los conceptos de [39].

E. Anexo: Resultados Finales del Análisis

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 1.

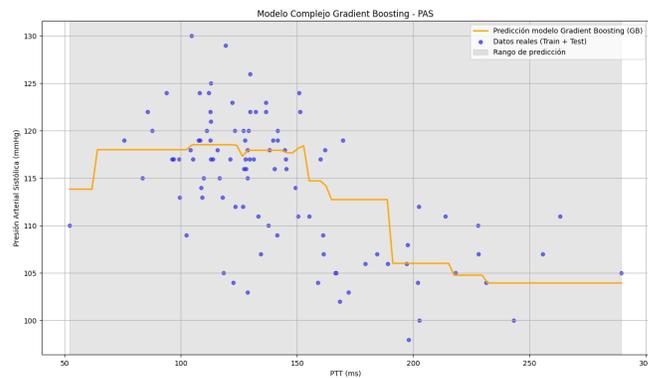


Figura E-1.: Predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 1. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 1.

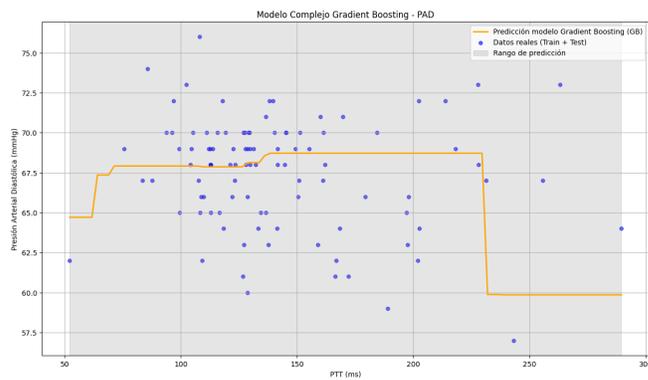


Figura E-2.: Predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 1. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 2.

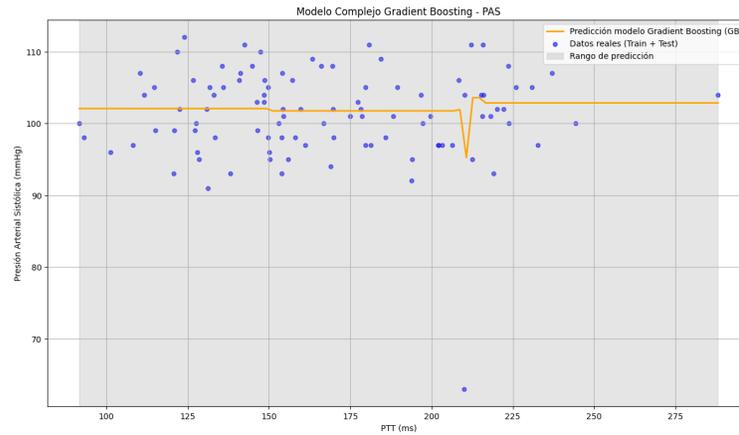


Figura E-3.: Predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 2. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 2.

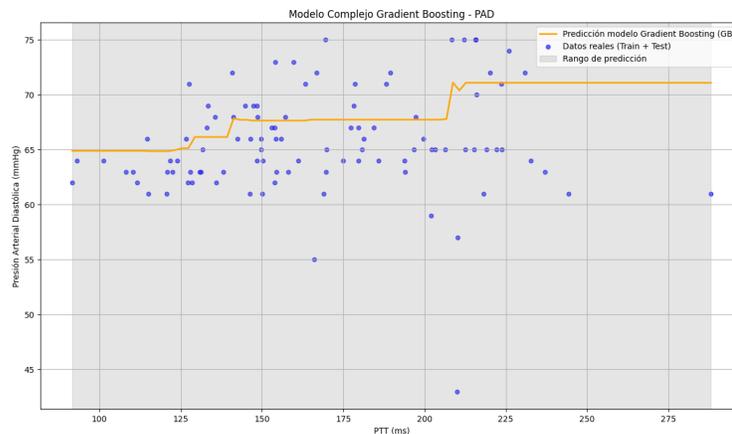


Figura E-4.: Predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 2. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 3.

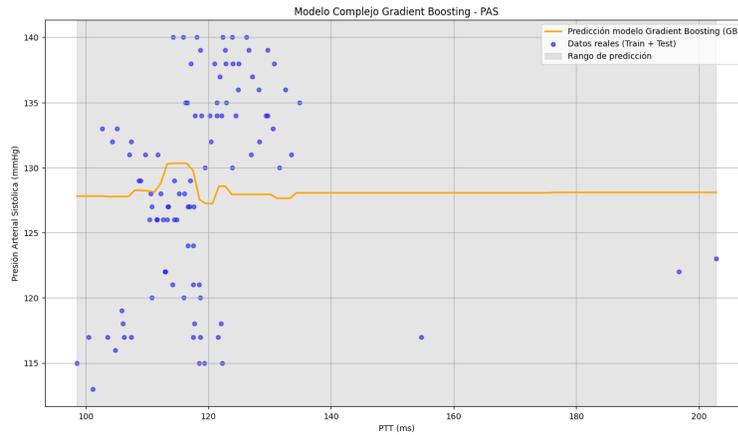


Figura E-5.: Predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 3. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 3.

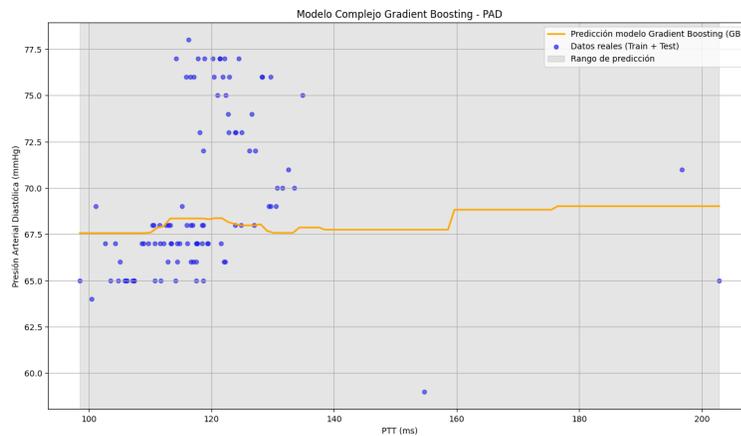


Figura E-6.: Predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 3. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 4.

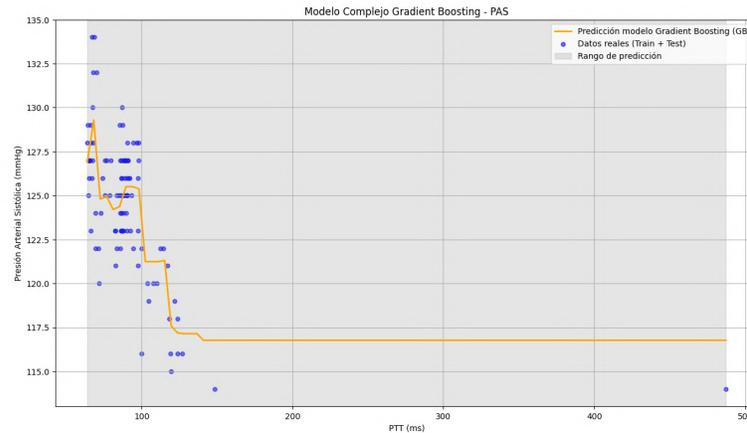


Figura E-7.: Predicción de Presión Arterial Sistólica (PAS) para el usuario 4. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

- Relación entre el modelo Gradient Boosting y los datos reales para la predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 4.

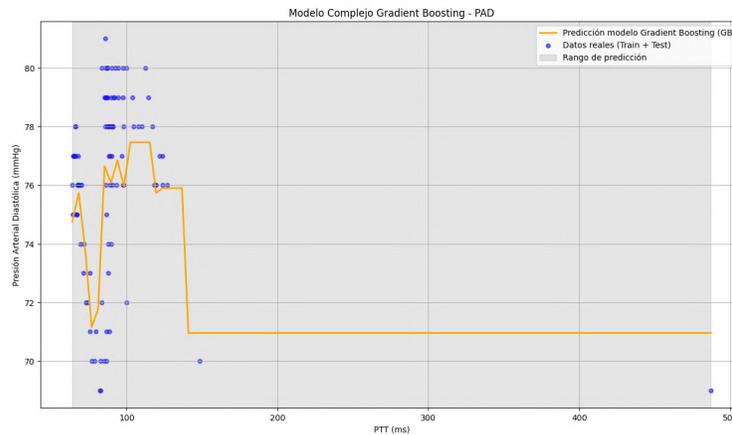


Figura E-8.: Predicción de Presión Arterial Diastólica (PAD) para el usuario 4. Elaboración propia basada en los conceptos de [27].

F. Anexo: Consentimiento informado

- Este es el consentimiento informado correspondiente al Usuario 1.

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR**

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Proyecto: Implementación de un Sistema de Telemonitoreo para la Detección Temprana de Presión Arterial Elevada
Investigador y Participante: Sebastián Patricio Quezada Noroña
Contacto: squezadan1@est.ups.edu.ec / 098-096-5804
Institución: Universidad Politécnica Salesiana

INFORMACIÓN GENERAL

Usted, como investigador y participante del proyecto, acepta voluntariamente someterse a los procedimientos definidos en esta investigación. Este documento también garantiza que comprende los objetivos, procedimientos, beneficios y riesgos asociados a su participación.

Objetivo del proyecto: Diseñar y validar un sistema de telemonitoreo que permita detectar de manera temprana valores elevados de presión arterial en usuarios seleccionados.

Procedimientos: El dispositivo desarrollado será empleado para medir su presión arterial y otros parámetros cardiovasculares. Las mediciones serán no invasivas y realizadas en un entorno controlado.

Riesgos: El uso de los dispositivos es seguro y no representa riesgos mayores para su salud.

Beneficios: Aunque no hay beneficios directos inmediatos, su participación contribuirá al desarrollo de tecnologías para el monitoreo de la hipertensión arterial.

CONSENTIMIENTO DEL INVESTIGADOR Y PARTICIPANTE

Yo, Sebastián Patricio Quezada Noroña, con documento de identidad N.º 1723889034, declaro que:

1. Comprendo los objetivos, procedimientos, beneficios y riesgos asociados a mi participación en el proyecto.
2. Entiendo que mi participación es completamente voluntaria y puedo suspenderla en cualquier momento.
3. Acepto el uso de los datos obtenidos exclusivamente para fines de investigación, asegurando la confidencialidad de mi información personal.
4. Me comprometo a cumplir con los procedimientos establecidos para garantizar la validez de los resultados.

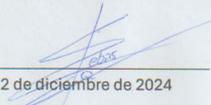
Firma: 
Fecha: 12 de diciembre de 2024

Figura F-1.: Parte 1: Consentimiento informado para el Usuario 1. Elaboración propia.

- Continuación del consentimiento informado para el Usuario 1 mostrado en la página anterior (Fig. F-1).



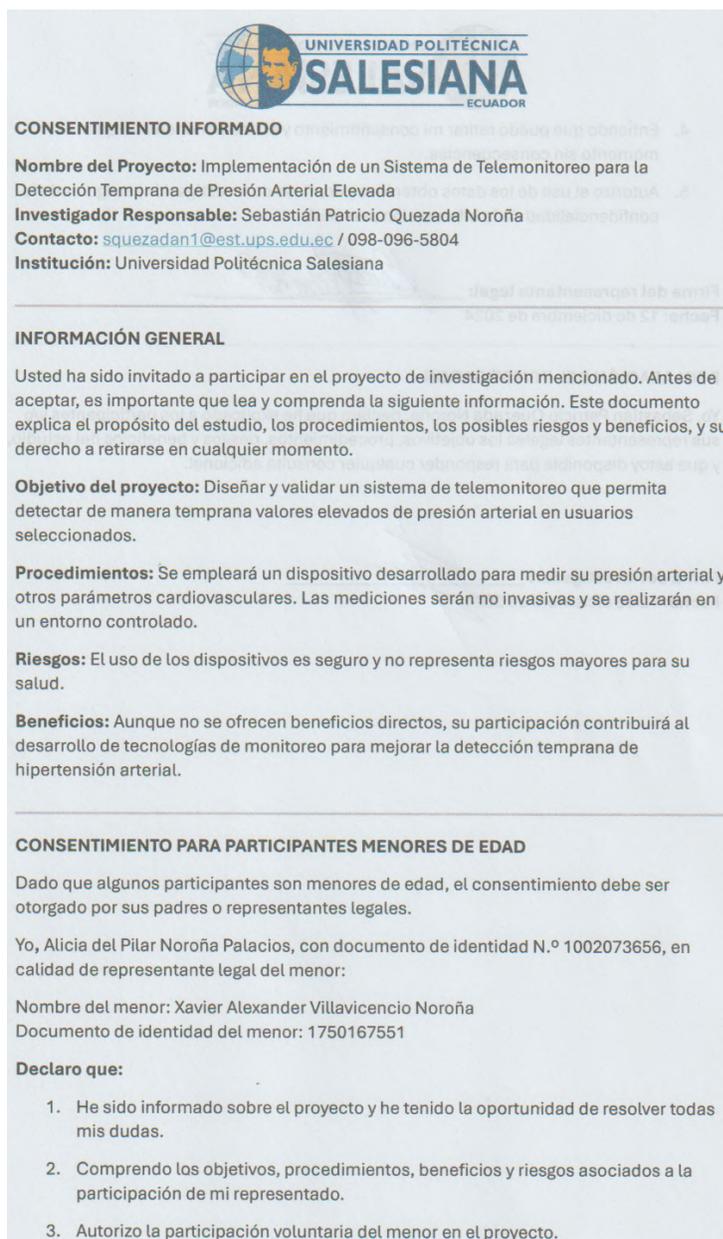
DECLARACIÓN ADICIONAL DEL INVESTIGADOR

Yo, Sebastián Patricio Quezada Noroña, en calidad de investigador principal, declaro que entiendo y garantizo la integridad del desarrollo del proyecto, respetando tanto las normas éticas como los procedimientos descritos.

Firma del investigador: _____
Fecha: 12 de diciembre de 2024

Figura F-2.: Parte 2: Consentimiento informado para el Usuario 1. Elaboración propia.

- Este es el consentimiento informado correspondiente al Usuario 2.



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA ECUADOR**

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Proyecto: Implementación de un Sistema de Telemonitoreo para la Detección Temprana de Presión Arterial Elevada

Investigador Responsable: Sebastián Patricio Quezada Noroña

Contacto: squezadan1@est.ups.edu.ec / 098-096-5804

Institución: Universidad Politécnica Salesiana

INFORMACIÓN GENERAL

Usted ha sido invitado a participar en el proyecto de investigación mencionado. Antes de aceptar, es importante que lea y comprenda la siguiente información. Este documento explica el propósito del estudio, los procedimientos, los posibles riesgos y beneficios, y su derecho a retirarse en cualquier momento.

Objetivo del proyecto: Diseñar y validar un sistema de telemonitoreo que permita detectar de manera temprana valores elevados de presión arterial en usuarios seleccionados.

Procedimientos: Se empleará un dispositivo desarrollado para medir su presión arterial y otros parámetros cardiovasculares. Las mediciones serán no invasivas y se realizarán en un entorno controlado.

Riesgos: El uso de los dispositivos es seguro y no representa riesgos mayores para su salud.

Beneficios: Aunque no se ofrecen beneficios directos, su participación contribuirá al desarrollo de tecnologías de monitoreo para mejorar la detección temprana de hipertensión arterial.

CONSENTIMIENTO PARA PARTICIPANTES MENORES DE EDAD

Dado que algunos participantes son menores de edad, el consentimiento debe ser otorgado por sus padres o representantes legales.

Yo, Alicia del Pilar Noroña Palacios, con documento de identidad N.º 1002073656, en calidad de representante legal del menor:

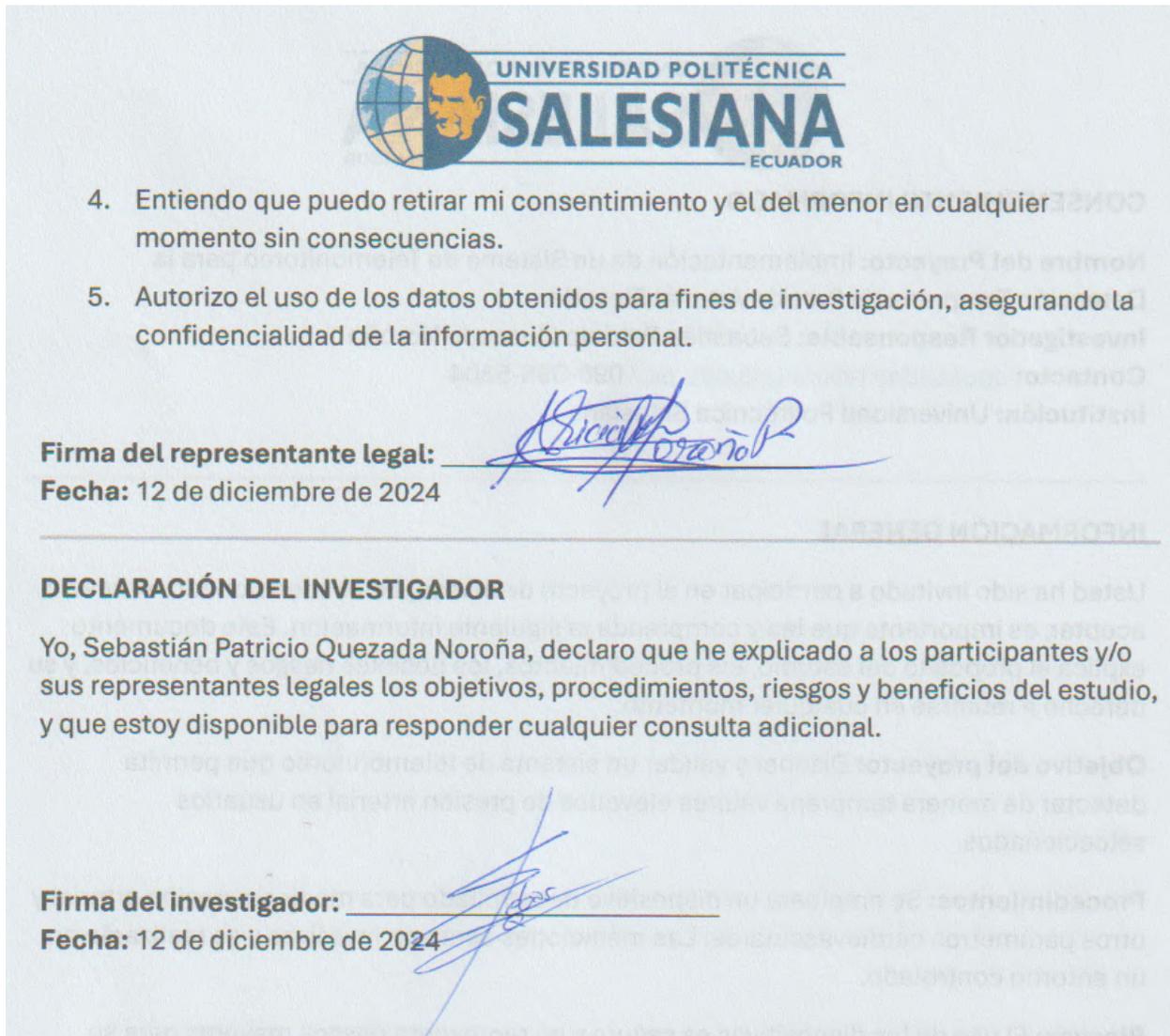
Nombre del menor: Xavier Alexander Villavicencio Noroña
Documento de identidad del menor: 1750167551

Declaro que:

1. He sido informado sobre el proyecto y he tenido la oportunidad de resolver todas mis dudas.
2. Comprendo los objetivos, procedimientos, beneficios y riesgos asociados a la participación de mi representado.
3. Autorizo la participación voluntaria del menor en el proyecto.

Figura F-3.: Parte 1: Consentimiento informado para el Usuario 2. Elaboración propia.

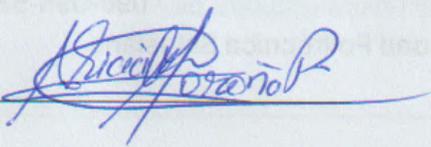
- Continuación del consentimiento informado para el Usuario 2 mostrado en la página anterior (Fig. F-3).





4. Entiendo que puedo retirar mi consentimiento y el del menor en cualquier momento sin consecuencias.

5. Autorizo el uso de los datos obtenidos para fines de investigación, asegurando la confidencialidad de la información personal.

Firma del representante legal: 

Fecha: 12 de diciembre de 2024

DECLARACIÓN DEL INVESTIGADOR

Yo, Sebastián Patricio Quezada Noroña, declaro que he explicado a los participantes y/o sus representantes legales los objetivos, procedimientos, riesgos y beneficios del estudio, y que estoy disponible para responder cualquier consulta adicional.

Firma del investigador: 

Fecha: 12 de diciembre de 2024

Figura F-4.: Parte 2: Consentimiento informado para el Usuario 2. Elaboración propia.

- Este es el consentimiento informado correspondiente al Usuario 3.



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA
SALESIANA
ECUADOR**

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Proyecto: Implementación de un Sistema de Telemonitoreo para la Detección Temprana de Presión Arterial Elevada
Investigador Responsable: Sebastián Patricio Quezada Noroña
Contacto: squezadan1@est.ups.edu.ec / 098-096-5804
Institución: Universidad Politécnica Salesiana

INFORMACIÓN GENERAL

Usted ha sido invitado a participar en el proyecto de investigación mencionado. Antes de aceptar, es importante que lea y comprenda la siguiente información. Este documento explica el propósito del estudio, los procedimientos, los posibles riesgos y beneficios, y su derecho a retirarse en cualquier momento.

Objetivo del proyecto: Diseñar y validar un sistema de telemonitoreo que permita detectar de manera temprana valores elevados de presión arterial en usuarios seleccionados.

Procedimientos: Se empleará un dispositivo desarrollado para medir su presión arterial y otros parámetros cardiovasculares. Las mediciones serán no invasivas y se realizarán en un entorno controlado.

Riesgos: El uso de los dispositivos es seguro y no representa riesgos mayores para su salud.

Beneficios: Aunque no se ofrecen beneficios directos, su participación contribuirá al desarrollo de tecnologías de monitoreo para mejorar la detección temprana de hipertensión arterial.

CONSENTIMIENTO PARA PARTICIPANTES MENORES DE EDAD

Dado que algunos participantes son menores de edad, el consentimiento debe ser otorgado por sus padres o representantes legales.

Yo, Gabriela Mabel Toledo Pabón, con documento de identidad N.º 1002073656, en calidad de representante legal del menor:

Nombre del menor: Santiago Ismael Ayala Toledo
Documento de identidad del menor: 1751560291

Declaro que:

1. He sido informado sobre el proyecto y he tenido la oportunidad de resolver todas mis dudas.
2. Comprendo los objetivos, procedimientos, beneficios y riesgos asociados a la participación de mi representado.
3. Autorizo la participación voluntaria del menor en el proyecto.

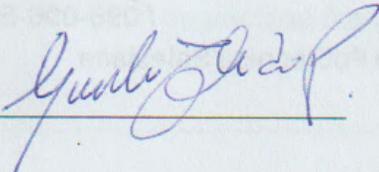
Figura F-5.: Parte 1: Consentimiento informado para el Usuario 3. Elaboración propia.

- Continuación del consentimiento informado para el Usuario 3 mostrado en la página anterior (Fig. F-5).



4. Entiendo que puedo retirar mi consentimiento y el del menor en cualquier momento sin consecuencias.

5. Autorizo el uso de los datos obtenidos para fines de investigación, asegurando la confidencialidad de la información personal.

Firma del representante legal: 
Fecha: 12 de diciembre de 2024

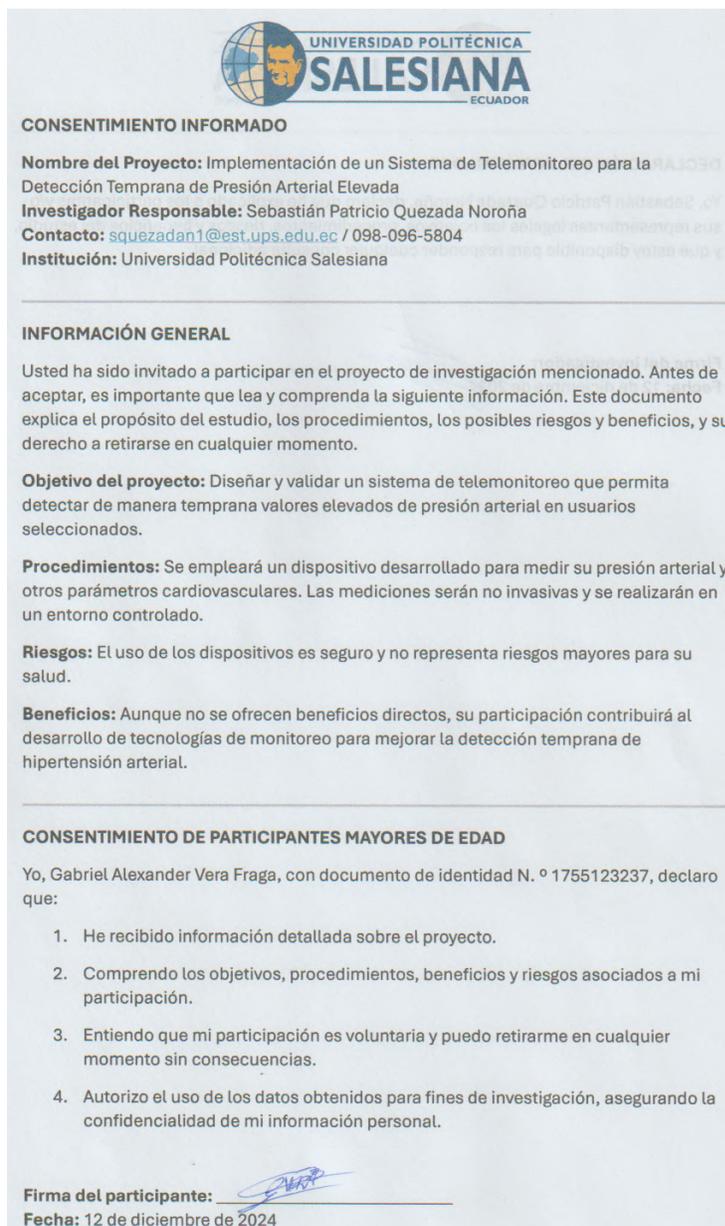
DECLARACIÓN DEL INVESTIGADOR

Yo, Sebastián Patricio Quezada Noroña, declaro que he explicado a los participantes y/o sus representantes legales los objetivos, procedimientos, riesgos y beneficios del estudio, y que estoy disponible para responder cualquier consulta adicional.

Firma del investigador: 
Fecha: 12 de diciembre de 2024

Figura F-6.: Parte 2: Consentimiento informado para el Usuario 3. Elaboración propia.

- Este es el consentimiento informado correspondiente al Usuario 4.



 UNIVERSIDAD POLITÉCNICA
SALESIANA
ECUADOR

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Nombre del Proyecto: Implementación de un Sistema de Telemonitoreo para la Detección Temprana de Presión Arterial Elevada
Investigador Responsable: Sebastián Patricio Quezada Noroña
Contacto: squezadan1@est.ups.edu.ec / 098-096-5804
Institución: Universidad Politécnica Salesiana

INFORMACIÓN GENERAL

Usted ha sido invitado a participar en el proyecto de investigación mencionado. Antes de aceptar, es importante que lea y comprenda la siguiente información. Este documento explica el propósito del estudio, los procedimientos, los posibles riesgos y beneficios, y su derecho a retirarse en cualquier momento.

Objetivo del proyecto: Diseñar y validar un sistema de telemonitoreo que permita detectar de manera temprana valores elevados de presión arterial en usuarios seleccionados.

Procedimientos: Se empleará un dispositivo desarrollado para medir su presión arterial y otros parámetros cardiovasculares. Las mediciones serán no invasivas y se realizarán en un entorno controlado.

Riesgos: El uso de los dispositivos es seguro y no representa riesgos mayores para su salud.

Beneficios: Aunque no se ofrecen beneficios directos, su participación contribuirá al desarrollo de tecnologías de monitoreo para mejorar la detección temprana de hipertensión arterial.

CONSENTIMIENTO DE PARTICIPANTES MAYORES DE EDAD

Yo, Gabriel Alexander Vera Fraga, con documento de identidad N. ° 1755123237, declaro que:

1. He recibido información detallada sobre el proyecto.
2. Comprendo los objetivos, procedimientos, beneficios y riesgos asociados a mi participación.
3. Entiendo que mi participación es voluntaria y puedo retirarme en cualquier momento sin consecuencias.
4. Autorizo el uso de los datos obtenidos para fines de investigación, asegurando la confidencialidad de mi información personal.

Firma del participante: 
Fecha: 12 de diciembre de 2024

Figura F-7.: Parte 1: Consentimiento informado para el Usuario 4. Elaboración propia.

- Continuación del consentimiento informado para el Usuario 4 mostrado en la página anterior (Fig. F-7).



DECLARACIÓN DEL INVESTIGADOR

Yo, Sebastián Patricio Quezada Noroña, declaro que he explicado a los participantes y/o sus representantes legales los objetivos, procedimientos, riesgos y beneficios del estudio, y que estoy disponible para responder cualquier consulta adicional.

Firma del investigador: _____
Fecha: 12 de diciembre de 2024

Figura F-8.: Parte 2: Consentimiento informado para el Usuario 4. Elaboración propia.

Bibliografía

- [1] ALMARSHAD, M. A. ; ISLAM, M. S. ; AL-AHMADI, S. ; BAHAMMAM, A. S.: Diagnostic Features and Potential Applications of PPG Signal in Healthcare: A Systematic Review. En: *Healthcare* 10 (2022), Nr. 3, p. 547. – Open Access Article under CC BY license.
- [2] ANALOG DEVICES, INC.: *AD8232: Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End Data Sheet*. Norwood, MA, USA: Analog Devices, Inc., 2013. – Rev. A
- [3] BEARNES, B.: *A DigitalOcean Droplet in 10 Minutes*. New York, NY, USA: Adafruit Industries, June 2024. – Last updated: 2024-06-03
- [4] BENCARDINO, C. M.: *Estadística básica aplicada*. Bogotá, Colombia : Ecoe Ediciones, 2019
- [5] CARRILLO, A. C. P. ; VEGA, R. ; FERNÁNDEZ, D. E. ; LEDESMA, C. I. ; SOTO, E.: El tiempo de tránsito del pulso detecta cambios en la presión arterial en respuesta a estimulación eléctrica vestibular y cambio de postura. En: *44 Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (CNIB)* Vol. 8, 2021, p. 122–125
- [6] CAÑAS, J. V.: *Estudio sobre métodos para la medida no intrusiva de la presión arterial*. Barcelona, España, Universitat Oberta de Catalunya (UOC), Tesis de Grado, December 2021. – Trabajo de Final de Máster en Ingeniería de Telecomunicación, Sistemas de Comunicación
- [7] CHAI, T. ; DRAXLER, R. R.: Root Mean Square Error (RMSE) or Mean Absolute Error (MAE)? En: *Geoscientific Model Development Discussions* 7 (2014), Nr. 1, p. 1525–1534
- [8] CHATTERJEE, S. ; THAKUR, R. S. ; YADAV, R. N. ; GUPTA, L. ; RAGHUVANSHI, D. K.: Review of noise removal techniques in ECG signals. En: *IET Signal Processing* 14 (2020), Nr. 9, p. 569–590
- [9] ELECTRONICS, Labcenter: *Proteus Design Suite Manual, Version 8.13*. United Kingdom: Labcenter Electronics, 2024
- [10] GONZÁLEZ-BARAJAS, J. E. ; VELANDIA, C. C. ; LYMA-GUAQUETA, J. ; OSPINA-FUENTES, P.: Análisis espectral a través de bancos de filtros aplicado al pre-

- procesamiento para la umbralización de señales de pulso oximetría. En: *Tecno Lógicas* 19 (2016), Julio-diciembre, Nr. 37, p. 29–43. – ISSN 0123–7799
- [11] GOU, J. ; YU, B. ; MAYBANK, S. J. ; TAO, D.: Knowledge Distillation: A Survey. En: *International Journal of Computer Vision* 129 (2021), Nr. 6, p. 1789–1819
- [12] GOWRISHANKAR, V. ; PRABHAKARAN, G. ; TAMILSELVAN, K. S. ; JUDGI, T. ; DEVI, M. P. ; MURUGESAN, A.: IoT based smart ID card for working woman safety. En: *Proc. 2023 7th Int. Conf. Intell. Comput. Control Syst. (ICICCS)*, IEEE, May 2023, p. 1598–1604
- [13] HOUQUE, D.: *Introduction to MATLAB for Engineering Students*. Version 1.2. Evanston, IL, USA: Department of Civil and Environmental Engineering, August 2005. – Tutorial lessons for MATLAB R14SP2
- [14] International Organization for Standardization: *Non-invasive sphygmomanometers — Part 2: Clinical investigation of intermittent automated measurement type — Amendment 2*. 2024. – ISO 81060-2:2018/Amd.2:2024
- [15] JAMAL, N. F. A. ; SIDEK, K. A. ; JUSOH, A. Z.: Portable health monitoring kit using photoplethysmogram signal. En: *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science* 15 (2019), Nr. 2, p. 638–649
- [16] KANANI, P. ; PADOLE, M.: Real-time location tracker for critical health patient using Arduino, GPS Neo6m and GSM Sim800L in health care. En: *2020 4th International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS)*, IEEE, May 2020, p. 242–249
- [17] KAREEM, H. ; DUNAEV, D.: The Working Principles of ESP32 and Analytical Comparison of Using Low-Cost Microcontroller Modules in Embedded Systems Design. En: *2021 4th International Conference on Circuits, Systems and Simulation (ICCSS)*. Kuala Lumpur, Malaysia : IEEE, May 2021, p. 130–135
- [18] KUBOV, V. I. ; DYMYTROV, Y. Y. ; STOJANOVIĆ, R. ; KUBOVA, R. M. ; ŠKRABA, A.: A Feasible IoT System for Monitoring PPG and ECG Signals by using Low-cost Systems-on-chips and HTML Interface. En: *2020 9th Mediterranean Conference on Embedded Computing (MECO)*. Budva, Montenegro : IEEE, jun 2020, p. 1–4
- [19] MAXIM INTEGRATED: *MAX30102: High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health*. San Jose, CA, USA: Maxim Integrated, 2015. – Rev. 0
- [20] MICROSOFT CORPORATION: *Visual Studio Code: Tips and Tricks, Volume 1*. 1st Edition. Redmond, WA, USA: Microsoft Corporation, 2023. – Accessed: November 4, 2024

- [21] MUENZEL, V. ; HOLLENKAMP, A. F. ; BHATT, A. I. ; DE HOOG, J. ; BRAZIL, M. ; THOMAS, D. A. ; MAREELS, I.: A Comparative Testing Study of Commercial 18650-Format Lithium-Ion Battery Cells. En: *Journal of The Electrochemical Society* 162 (2015), Nr. 8, p. A1592–A1600
- [22] ÁLVAREZ OCHOA, R. ; TORRES-CRIOLLO, L. M. ; ORTEGA, J. P. G. ; CORONEL, D. C. I. ; CAYAMCELA, D. M. B. ; PELAEZ, V. D. R. L. ; SALINAS, A. S. S.: Factores de riesgo de hipertensión arterial en adultos. Una revisión crítica. En: *Revista Latinoamericana de Hipertensión* 17 (2022), Nr. 2
- [23] PEZO, H. H. García D.: *Telemedicina para mejorar los servicios de salud en pacientes adultos mayores con hipertensión arterial de un centro de salud, Ecuador, 2023*, Universidad de Piura, Escuela de Posgrado, Tesis de Grado, 2024. – Tesis de Maestría
- [24] Probabilidad y Estadística: *Errores absolutos y relativos*. 2025. – Disponible en línea: <https://www.probabilidadyestadistica.net/errores-absolutos-y-relativos/#error-absoluto> (Accedido: 6 ene. 2025)
- [25] ROSADO, J. M. B.: *Algoritmos de Monitorización de Señales Biomédicas en Tiempo Real para Dispositivos Portátiles de Bajo Consumo*. Madrid, España, Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Informática, Ph.D. dissertation, 2020
- [26] RUDICS, E. ; BUZÁS, A. ; PÁLFI, A. ; SZABÓ, Z. ; NAGY, Á. ; HOMPOTH, E. A. ; DOMBI, J. ; BILICKI, V. ; SZENDI, I. ; DÉR, A.: Quantifying Stress and Relaxation: A New Measure of Heart Rate Variability as a Reliable Biomarker. En: *Biomedicines* 13 (2025), Nr. 1, p. 81. – This article belongs to the Special Issue Clinical Electrophysiology for Precision Diagnosis for Cardiology and Central Nervous System Diseases
- [27] SALVADÉ, N. ; HILLEL, T.: RUMBoost: Gradient Boosted Random Utility Models. En: *Transportation Research Part C: Emerging Technologies* 170 (2025), p. 104897
- [28] SANTANDER, C. J. M. ; VANEGAS, M. G. ; CRUZ, D. N. Q. ; CRIOLLO, B. X. C. ; OCHOA, L. P. C. ; GARCIA, K. L. I.: Prevalencia, factores de riesgo y clínica asociada a la hipertensión arterial en adultos mayores en América Latina. En: *Dominio de las Ciencias* 7 (2021), ago, Nr. Extra 4, p. 152. – Ejemplar dedicado a: AGOSTO ESPECIAL. – ISSN 2477–8818
- [29] SERRANO, J. C.: Desarrollo de un método de estimación de la presión arterial combinando fotopletimografía y electrocardiografía / Universitat Politècnica de València, Departamento de Ingeniería Electrónica. 2020. – Informe de Investigación. Trabajo Fin de Grado en Ingeniería Biomédica
- [30] SIMCOM WIRELESS SOLUTIONS LTD.: *SIM800H&SIM800L Hardware Design*. Version 2.02. Shanghai, China: SIMCom Wireless Solutions Ltd., July 2015. – Release version

- [31] SRINATH, K. R.: Python – The Fastest Growing Programming Language. En: *International Research Journal of Engineering and Technology (IRJET)* 4 (2017), Dec., Nr. 12, p. 354–357. – Impact Factor: 6.171, ISO 9001:2008 Certified Journal
- [32] TEXAS INSTRUMENTS: *LM2596 SIMPLE SWITCHER Power Converter 150 kHz 3A Step-Down Voltage Regulator*. Rev. C. Dallas, TX, USA: Texas Instruments Inc., 2013. – Datasheet, SNVS124C
- [33] TEXAS INSTRUMENTS: *TXS0108E-Q1 Automotive 8-Bit Bi-directional Level-Shifting Voltage Translator*. SCES861E - June 2015, revised April 2024. Dallas, TX, USA: Texas Instruments Incorporated, 2024. – Datasheet for TXS0108E-Q1
- [34] TWILIO INC.: *2020 Guide to Customer Messaging*. San Francisco, CA, USA: Twilio Inc., 2020. – Available online: <https://www.twilio.com/products> (Accessed: November 4, 2024)
- [35] TYAGI, S. ; SINGHAL, H. ; GUPTA, T. ; MEHROTRA, K. ; SAH, A. K.: Health monitoring system using ECG and PPG techniques. En: *International Journal of Science and Research Archive* 12 (2024), Nr. 01, p. 435–445
- [36] WANHAMMAR, L. ; SARAMÄKI, T.: *Digital Filters Using MATLAB*. Cham, Switzerland : Springer International Publishing, 2020
- [37] WARREN, L.: *Autodesk Inventor - A Beginner's Guide (as fast as possible)*. San Rafael, CA, USA: Autodesk Inc., 2024. – Disponible para estudiantes en el portal de Autodesk Education Community
- [38] ZLATANOV, N.: Arduino and Open Source Computer Hardware and Software. En: *J. Water, Sanit. Hyg. Dev.* 10 (2016), Nr. 11, p. 1–8
- [39] ŠVERKO, Z. ; VRANKIĆ, M. ; VLAHINIĆ, S. ; ROGELJ, P.: Complex Pearson Correlation Coefficient for EEG Connectivity Analysis. En: *Sensors* 22 (2022), Nr. 4, p. 1477. – This article belongs to the Special Issue EEG Signal Processing for Biomedical Applications