



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

**Facultad de Ingeniería  
y Ciencias**

Ingeniería Biomédica

INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO

Desarrollo de Sistema Portátil para el Monitoreo  
Continuo de la Presión Arterial Basado en  
Fotopletismografía (PPG)

Valentina Canaval Dicue  
Natalia Marmolejo Hernández

*Director*

MsC. Juan Esteban Palacios Duarte

*Codirector*

Dr. Cristian Alejandro Torres Valencia

6 de febrero de 2026



Santiago de Cali, 6 de febrero de 2026

Señores  
Pontificia Universidad Javeriana – Cali  
Dra. Maria Constanza Pabón Burbano  
Decano  
Facultad de Ingeniería y Ciencias  
Ciudad

Cordial Saludo.

Por medio de la presente nos permitimos presentarle el Trabajo de Grado titulado “Desarrollo de Sistema Portátil para el Monitoreo Continuo de la Presión Arterial Basado en Fotoplethismografía (PPG)”.

Esperamos que este trabajo reúna todos los requisitos académicos, cumpla el propósito para el cual fue creado y sirva de apoyo para futuros proyectos relacionados con la profesión.

Atentamente,



---

Valentina Canaval Dicue



---

Natalia Marmolejo Hernández



Santiago de Cali, 6 de febrero de 2026

Señores

**Pontificia Universidad Javeriana – Cali**

Dra. Maria Constanza Pabón Burbano

Decano

Facultad de Ingeniería y Ciencias

Ciudad

Cordial Saludo.

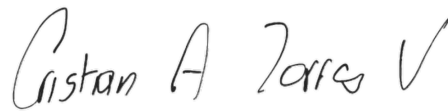
Certificamos que el presente Trabajo de Grado titulado “Desarrollo de Sistema Portátil para el Monitoreo Continuo de la Presión Arterial Basado en Fotopletismografía (PPG)”, realizado por Valentina Canaval Dicue y Natalia Marmolejo Hernández, estudiantes de Ingeniería Biomédica, se encuentra terminado y puede ser presentado para su sustentación.

Atentamente,



---

MsC. Juan Esteban Palacios Duarte  
Director Trabajo de Grado



---

Dr. Cristian Alejandro Torres Valencia  
Co-Director Trabajo de Grado



# Agradecimientos

En primer lugar, queremos dar gracias a Dios por acompañarnos desde el inicio de nuestras vidas y, de manera especial, a lo largo de nuestra formación profesional. Gracias por brindarnos la fortaleza, la perseverancia y la sabiduría necesarias para afrontar cada una de las etapas de este proceso. Por guiarnos en cada decisión, por sostenernos en los momentos de dificultad y por impulsarnos a seguir adelante aun cuando el camino parecía incierto.

Gracias también por cada momento de alegría, por la emoción de cada logro alcanzado, por cada victoria obtenida y por las oportunidades que hicieron posible crecer tanto a nivel académico como personal. Gracias por los sueños cumplidos, por las metas superadas y por permitirnos vivir este proceso con esperanza, aprendizaje y gratitud. Dios, gracias por ser nuestro fiel acompañante durante este recorrido, por escucharnos en silencio, por darnos paz en los momentos de cansancio y por nunca permitirnos rendirnos, incluso en los instantes de mayor desafío.

De igual manera, expresamos nuestro más sincero agradecimiento a todos los profesores que nos acompañaron a lo largo de nuestra carrera, quienes con su conocimiento, dedicación y vocación formativa contribuyeron de manera significativa a nuestro crecimiento académico y profesional. En especial, agradecemos a nuestro director de tesis, Juan Esteban Palacios, y a nuestro codirector, Cristian Alejandro Torres, por su constante apoyo, orientación y compromiso durante el desarrollo de este trabajo. Gracias por su disposición permanente, por su paciencia, por compartir su experiencia y por guiarnos con criterio y rigurosidad a lo largo de este largo proceso. Su acompañamiento fue fundamental para superar cada desafío, fortalecer nuestras capacidades y culminar este proyecto con satisfacción y aprendizaje.

De manera especial, queremos expresar nuestro sincero agradecimiento a nuestro compañero Darwin, quien representó un apoyo fundamental durante el desarrollo de este proyecto. Su constante disposición para colaborar, la generosidad al compartir sus conocimientos y experiencia, así como el respaldo brindado a través de recursos e implementos necesarios, fueron clave para enfrentar y resolver diversos retos a lo largo del proceso. Valoramos profundamente su compromiso, su paciencia y su calidad humana, los cuales contribuyeron a que este proceso fuera más enriquecedor y llevadero.

## **Agradecimientos personales de Natalia Marmolejo Hernández**

Agradezco de manera muy especial a mi familia, quienes han sido mi mayor pilar a lo largo de toda mi vida y, en particular, durante este proceso académico. Gracias a mi mamá, Adriana, a mi abuela Lucía y a mi papá, Diego, por su amor incondicional, por estar siempre pendientes de cada paso de mi proceso, por su apoyo constante y por poner siempre mi bienestar y mis sueños en primer lugar. Su confianza, paciencia y acompañamiento fueron fundamentales para no rendirme en los momentos más exigentes. Asimismo, agradezco a mi mascota Bartolo, mi compañero incondicional, por acompañarme en incontables noches de traspasar, por su compañía silenciosa, su lealtad y por brindarme calma en los momentos de mayor cansancio. Finalmente, agradezco a mi amiga Lina por

estar siempre presente durante este camino, por sus palabras de aliento en los momentos difíciles, por celebrar cada logro y por compartir conmigo tanto los retos como los momentos de alegría que hicieron este proceso más llevadero y significativo.

### **Agradecimientos personales de Valentina Canaval Dicue**

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mi familia, quienes siempre han estado a mi lado, apoyando todos los proyectos en los que me he embarcado a lo largo de mi vida. En especial, quiero dedicar unas palabras a mi mamá, Margarita, quien, incluso en las mayores adversidades, siempre buscó brindarme las herramientas necesarias para trabajar con tranquilidad y priorizar mi felicidad. También agradezco a mi hermano, Hammer, por acompañarme en este trayecto y ser ese apoyo incondicional que necesitaba cada día al regresar a casa.

A mis amigas, Stephanie y Evelin, les agradezco por estar siempre a mi lado, compartiendo tanto las victorias como los fracasos que la vida nos presenta. Son un pilar fundamental en mis días difíciles y la razón de mis sonrisas en los momentos felices.

Además, quiero reconocer a mis compañeros de trabajo, quienes han demostrado ser comprensivos con el esfuerzo que implica este proyecto. Su apoyo y ánimo en los momentos de desánimo han sido invaluable.

# Glosario

## Símbolos

|            |  |
|------------|--|
| $\sum$     | Representación de la suma de varios términos o una serie |
| $\delta()$ | Representación de la señal del impulso unitario          |
| $f'()$     | Representación de la derivada de una función             |

## Acrónimos y Abreviaturas

|                        |  |
|------------------------|--|
| <i>AAMI</i>            | Association for the Advancement of Medical Instrumentation. Organización que establece normas y estándares internacionales para equipos e instrumentos biomédicos.                             |
| <i>AMPA</i>            | Automedición de la Presión Arterial. Técnica mediante la cual el paciente registra sus valores de presión arterial fuera del entorno clínico.  |
| <i>ASP</i>             | Algoritmo de Señal de Presión. Procedimiento matemático utilizado para procesar la señal y estimar los valores de presión arterial.  |
| <i>BHS</i>             | British Hypertension Society. Sociedad Británica de Hipertensión, reconocida por sus protocolos de validación de dispositivos de medición de presión arterial.                                 |
| <i>DBP / PAD</i>       | Presión Arterial Diastólica. Valor mínimo de presión en las arterias durante la relajación del corazón.  |
| <i>ECG</i>             | Electrocardiografía. Técnica que registra la actividad eléctrica del corazón mediante electrodos superficiales.  |
| <i>HB</i>              | Hemoglobina. Proteína de la sangre encargada del transporte de oxígeno desde los pulmones hacia los tejidos.   |
| <i>HBO<sub>2</sub></i> | Oxihemoglobina. Forma de la hemoglobina unida al oxígeno, medida frecuentemente en técnicas ópticas como la fotopletismografía.  |
| <i>LED</i>             | Light Emitting Diode (Diodo Emisor de Luz). Componente electrónico que emite luz al ser alimentado eléctricamente, utilizado en sensores ópticos.  |
| <i>MAMPA</i>           | Monitorización Ambulatoria y Móvil de la Presión Arterial. Sistema de registro continuo de la presión arterial durante las actividades diarias.  |
| <i>mHealth</i>         | Mobile Health. Aplicación de tecnologías móviles para el monitoreo y gestión de la salud.  |
| <i>PAM</i>             | Presión Arterial Media. Valor promedio de la presión en las arterias durante un ciclo cardíaco completo.   |
| <i>PA</i>              | Presión Arterial. Fuerza ejercida por la sangre contra las paredes de las arterias.  |
| <i>PAS / SBP</i>       | Presión Arterial Sistólica. Valor máximo de presión durante la contracción del corazón.  |
| <i>PCB</i>             | Printed Circuit Board (Placa de Circuito Impreso). Base física donde se conectan los componentes electrónicos del dispositivo.   |
| <i>PDMS</i>            | Polydimethylsiloxane. Material polimérico flexible y biocompatible usado en aplicaciones médicas y prototipado.  |
| <i>PPG</i>             | Fotopletismografía. Técnica óptica no invasiva que mide los cambios volumétricos de sangre en los tejidos mediante luz infrarroja o visible.   |
| <i>DSP</i>             | Procesamiento Digital de Señales. Técnica que convierte señales analógicas en secuencias numéricas para manipularlas, analizarlas y transformarlas   |
| <i>LTI</i>             | Lineal e Invariante en el Tiempo. Modelo fundamental en procesamiento de señales y control que cumple con la linealidad (respeto la superposición) y su comportamiento no cambia con el tiempo |
| <i>RNA</i>             | Red Neuronal Artificial. Modelo computacional inspirado en el cerebro humano, utilizado en procesamiento de datos biomédicos.  |
| <i>RPTT</i>            | Tiempo de Tránsito del Pulso Reflejado. Parámetro derivado de la señal fotopletismográfica que se relaciona con la rigidez arterial y la presión sanguínea.                                    |
| <i>UCI</i>             | Unidad de Cuidados Intensivos. Servicio hospitalario destinado a la atención de pacientes en estado crítico.   |

**Términos***ThingSpeak*

Servicio de plataforma IoT analytics que permite agregar, visualizar y analizar flujos de datos en tiempo real en la nube.

*Virtuino 6*

Plataforma HMI para sistemas IoT, compatible con Arduino, ESP8266, ESP32 y placas similares, intermediarios MQTT, PLC y módulos Modbus.



# Resumen

La hipertensión arterial constituye uno de los principales problemas de salud pública a nivel mundial debido a su alta prevalencia, carácter asintomático y estrecha relación con enfermedades cardiovasculares y cerebrovasculares. En respuesta a esta problemática, se desarrolló un sistema portátil para el monitoreo continuo de la presión arterial, basado en una técnica óptica no invasiva, orientado al seguimiento continuo de la salud cardiovascular.

El proyecto abarcó el procesamiento de señales fisiológicas, el diseño electrónico del sistema y la implementación de un modelo matemático predictivo que permite estimar los valores de presión arterial sistólica y diastólica a partir de las características de la señal adquirida. Asimismo, se integró un sistema de comunicación inalámbrica que posibilita la visualización de los datos mediante una aplicación móvil, permitiendo el seguimiento de tendencias y la generación de alertas ante valores compatibles con hipertensión. De forma paralela, se desarrolló el diseño físico del prototipo y la fabricación de placas electrónicas personalizadas, garantizando la portabilidad y estabilidad del dispositivo.

El prototipo final presentó un funcionamiento estable en condiciones controladas, con una adquisición y transmisión de datos confiables. Los resultados obtenidos evidencian la viabilidad del sistema como una herramienta para el monitoreo continuo de la presión arterial, aportando al desarrollo de tecnologías biomédicas portátiles orientadas a la detección temprana y la prevención de enfermedades cardiovasculares.

**Palabras Clave:** Fotopletoisografía, Hipertensión, Portabilidad, Presión arterial, Transmisión inalámbrica, Aplicación móvil.



# Abstract

Arterial hypertension is one of the main global public health problems due to its high prevalence, asymptomatic nature, and close association with cardiovascular and cerebrovascular diseases. In response to this issue, a portable system for continuous blood pressure monitoring based on photoplethysmography was developed, conceived as a non-invasive alternative for continuous cardiovascular health assessment.

The project comprised photoplethysmographic signal processing, electronic system design, and the implementation of a predictive mathematical model to estimate systolic and diastolic blood pressure values from features extracted from the acquired signal. In addition, wireless data transmission to digital platforms was implemented, enabling users to visualize blood pressure trends and receive automatic alerts when values compatible with hypertension are detected. In parallel, the physical design of the prototype and the fabrication of customized printed circuit boards were carried out, ensuring device stability and portability.

The final prototype demonstrated stable operation, with reliable data acquisition and transmission under controlled conditions. The proposed system represents a feasible tool for continuous blood pressure monitoring and contributes to the development of portable biomedical technologies aimed at early detection and prevention of cardiovascular diseases.

**Keywords:** Photoplethysmography, Hypertension, Portability, Blood pressure, Wireless transmission, Mobile application.



# Índice general

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. Introducción</b>   | <b>1</b>  |
| <b>2. Planteamiento del Problema</b>                               | <b>3</b>  |
| 2.1. Planteamiento del Problema . . . . .                          | 3         |
| <b>3. Justificación</b>  | <b>7</b>  |
| <b>4. Objetivos</b>  | <b>11</b> |
| 4.1. Objetivo General . . . . .                                    | 11        |
| 4.2. Objetivos Específicos . . . . .                               | 11        |
| <b>5. Marco de Referencia</b>                                      | <b>13</b> |
| 5.1. Áreas Temáticas . . . . .                                     | 13        |
| 5.2. Marco Teórico . . . . .                                       | 13        |
| 5.2.1. Bases de Procesamiento de Señales Biomédicas . . . . .      | 23        |
| 5.2.2. Derivada de una señal . . . . .                             | 27        |
| 5.3. Trabajos Relacionados . . . . .                               | 28        |
| <b>6. Materiales y Métodos</b>                                     | <b>31</b> |
| 6.1. Descripción general del proceso . . . . .                     | 31        |
| 6.2. Desarrollo del proyecto . . . . .                             | 32        |
| 6.2.1. Selección de sensores . . . . .                             | 32        |
| 6.2.2. Lista de sensores ópticos . . . . .                         | 32        |
| 6.2.3. Características técnicas y de usabilidad . . . . .          | 34        |
| 6.2.4. Comparación entre sensores . . . . .                        | 35        |
| 6.3. Diseño del sistema portátil basado en PPG . . . . .           | 38        |
| 6.3.1. Requerimientos del sistema de diseño . . . . .              | 38        |
| 6.3.2. Diagrama de bloques . . . . .                               | 39        |
| 6.3.3. Etapas del sistema . . . . .                                | 40        |
| 6.3.4. Procesamiento y estimación de la presión arterial . . . . . | 43        |
| 6.3.5. Transmisión y visualización de datos . . . . .              | 53        |
| 6.3.6. Integración de firmware . . . . .                           | 54        |
| 6.3.7. Sistema de alimentación . . . . .                           | 55        |
| 6.3.8. Diseño electrónico . . . . .                                | 56        |
| <b>7. Resultados y Discusión</b>                                   | <b>61</b> |
| 7.1. Pruebas del prototipo físico . . . . .                        | 61        |
| 7.2. Aplicación en Virtuino . . . . .                              | 62        |

|   |            |
|---|------------|
| 7.3. Pruebas del sistema . . . . .  | 63         |
| 7.3.1. Formato de prueba . . . . .  | 63         |
| 7.4. Pruebas del sistema . . . . .  | 64         |
| 7.4.1. Resultados y discusión por participante . . . . .                      | 64         |
| 7.4.2. Resultados y discusión . . . . .                                       | 71         |
| <b>8. Conclusiones</b>  | <b>73</b>  |
| <b>9. Trabajos futuros</b>  | <b>75</b>  |
| <b>10. Anexos</b>   | <b>77</b>  |
| <b>Anexos</b>   | <b>77</b>  |
| Anexo A. Manual de Usuario y Mantenimiento . . . . .                          | 77         |
| Anexo A – Manual de Usuario y mantenimiento . . . . .                         | 77         |
| Anexo B. Formato de prueba de prototipo para cada voluntario . . . . .        | 95         |
| Anexo B – Formato de prueba de prototipo para cada voluntario . . . . .       | 95         |
| Anexo C. Diagrama de flujo de diseño del filtro butterworth . . . . .         | 97         |
| Anexo C – Diagrama de flujo del filtro butterworth . . . . .                  | 97         |
| Anexo D. Diagrama de flujo de implementación del filtro butterworth . . . . . | 98         |
| Anexo D – Diagrama de flujo del filtro butterworth . . . . .                  | 98         |
| Anexo E. Diagrama de flujo de la etapa de calibración . . . . .               | 100        |
| Anexo E – Diagrama de flujo de la etapa de calibración . . . . .              | 100        |
| Anexo F. Diagrama de flujo integrado . . . . .                                | 101        |
| Anexo F – Diagrama de flujo integrado . . . . .                               | 101        |
| Anexo G. Formato del consentimiento informado . . . . .                       | 103        |
| Anexo G – Formato del consentimiento informado . . . . .                      | 103        |
| <b>Bibliografía</b>   | <b>105</b> |

# Índice de figuras

|   |    |
|---|----|
| 2.1. Prevalencia de la hipertensión arterial entre 2010 y 2023 por cada 100 habitantes . . .  | 4  |
| 5.1. Esquema de un Filtro Digital: Entrada $x(nT)$ y Salida $y(nT)$ . . . . .                 | 25 |
| 5.2. Esquema de un Filtro IIR . . . . .   | 26 |
| 5.3. Representación de una derivada como la recta tangente a la curva . . . . .               | 27 |
| 5.4. Cambios en la dirección de una pendiente a través de una curva . . . . .                 | 28 |
| 6.1. Diseño preliminar del sistema portátil para el monitoreo de la presión arterial. . . . . | 31 |
| 6.2. Configuraciones de medición en fotopletimografía: transmisión y reflexión.[1] . . . . .  | 32 |
| 6.3. Diagrama de bloques del sistema . . . . .  | 39 |
| 6.4. Sensor MAX30102 . . . . .  | 40 |
| 6.5. Módulo microcontrolador ESP32-WROOM-32 de 30 pines . . . . .                             | 41 |
| 6.6. Sensor TTP223B . . . . .   | 42 |
| 6.7. Señal PPG sin procesar . . . . .   | 43 |
| 6.8. Señal PPG en el dominio del tiempo . . . . .   | 44 |
| 6.9. Señal PPG filtrada entre 1.4 a 4.0 HZ . . . . .  | 44 |
| 6.10. Señal PPG con detección de máximos locales . . . . .                                    | 46 |
| 6.11. Señal PPG con filtro butterworth . . . . .  | 47 |
| 6.12. Comparación de señal PPG en todas las etapas . . . . .                                  | 47 |
| 6.13. Plataforma ThingSpeak . . . . .   | 54 |
| 6.14. Sistema de alimentación . . . . .   | 56 |
| 6.15. Diseño electrónico . . . . .  | 57 |
| 6.16. Placa PCB . . . . .   | 58 |
| 6.17. Diseño de carcasa tridimensional . . . . .  | 59 |
| 6.18. Tapa posterior . . . . .  | 59 |
| 6.19. Repisa interna . . . . .  | 60 |
| 7.1. Prototipo físico funcional . . . . .   | 61 |
| 7.2. Aplicación móvil desarrollada para el sistema . . . . .                                  | 62 |
| 7.3. Ejemplo de gráfico Bland-Altman del formato de prueba . . . . .                          | 64 |



# Índice de tablas

|   |    |
|---|----|
| 6.1. Comparación de combinaciones de fotodiodo BPW34 con diferentes fuentes LED . . .     | 33 |
| 6.2. Comparación de sensores ópticos PPG integrados y no integrados . . . . .             | 33 |
| 6.3. Evaluación ponderada de combinaciones LED + fotodiodo BPW34 . . . . .                | 36 |
| 6.4. Evaluación ponderada de sensores ópticos integrados . . . . .                        | 36 |
| 6.5. Comparación final entre sensores ópticos seleccionados . . . . .                     | 37 |
| 6.6. Valores de RPTT y presión arterial utilizados en el proceso de calibración . . . . . | 50 |
| 6.7. Coeficientes calibrados del modelo matemático y error medio absoluto . . . . .       | 51 |
| 6.8. Resultados de medición y predicción de la presión arterial . . . . .                 | 52 |
| 7.1. Grado de exactitud en la estimación de presión arterial según el MAD . . . . .       | 64 |
| 7.2. Información del voluntario . . . . .   | 65 |
| 7.3. Resultados del voluntario 1 . . . . .  | 65 |
| 7.4. Información del voluntario 2 . . . . .   | 66 |
| 7.5. Resultados del voluntario 2 . . . . .  | 66 |
| 7.6. Información del voluntario 3 . . . . .   | 67 |
| 7.7. Resultados del voluntario 3 . . . . .  | 67 |
| 7.8. Información del voluntario 4 . . . . .   | 69 |
| 7.9. Resultados del voluntario 4 . . . . .  | 69 |
| 7.10. Información del voluntario 5 . . . . .  | 70 |
| 7.11. Resultados del voluntario 5 . . . . .   | 70 |



# Introducción

---

La hipertensión arterial representa uno de los principales problemas de salud pública a nivel mundial, al ser un factor determinante en la manifestación de enfermedades cardiovasculares, renales y cerebrovasculares. Su carácter asintomático y su alta prevalencia la convierten en una afección de difícil control, lo que resalta la importancia de contar con herramientas que faciliten su detección temprana y su monitoreo continuo. Sin embargo, los dispositivos convencionales de medición mediante manguito registran la presión arterial en momentos específicos, por lo que no ofrecen información continua sobre las variaciones que ocurren durante las actividades cotidianas. Ante esta necesidad, la ingeniería biomédica ha orientado parte de sus esfuerzos hacia el desarrollo de tecnologías no invasivas y portátiles que permitan el registro continuo de variables fisiológicas. En este contexto, la fotopletimografía se ha consolidado como una técnica óptica eficaz para detectar variaciones en el volumen sanguíneo mediante la interacción de la luz con los tejidos, permitiendo analizar características del pulso que se relacionan con la presión arterial. En el marco de este proyecto, se desarrolló un sistema portátil para el monitoreo continuo de la presión arterial basado en fotopletimografía, concebido como una herramienta no invasiva que integra diversas etapas funcionales: la adquisición y procesamiento de la señal óptica, la estimación de los valores de presión arterial sistólica y diastólica mediante un modelo matemático predictivo propio, y la transmisión inalámbrica de los resultados hacia las plataformas Virtuino y ThingSpeak, donde pueden visualizarse las tendencias de presión arterial y activarse alertas automáticas ante posibles episodios de hipertensión. Además, se diseñó y fabricó el prototipo físico del sistema, incorporando placas de circuito impreso que garantizan la estabilidad, la portabilidad y la adecuada integración de los componentes electrónicos. Este trabajo integra conocimientos de biomédica, electrónica, procesamiento digital de señales y diseño de hardware, con el propósito de ofrecer una alternativa tecnológica para el seguimiento continuo del estado cardiovascular. El sistema propuesto contribuye al desarrollo de herramientas biomédicas orientadas a la detección temprana de alteraciones hemodinámicas y al fortalecimiento del autocuidado en salud.

El presente proyecto se encuentra estructurado en diez capítulos. El Capítulo 2 desarrolla el planteamiento del problema, seguido del Capítulo 3, en el cual se expone la justificación de la investigación. En el Capítulo 4 se establecen los objetivos de la tesis, incluyendo el objetivo general y los objetivos específicos.

El Capítulo 5 corresponde al marco de referencia, el cual abarca las áreas temáticas, el marco teórico y los trabajos relacionados. En el Capítulo 6 se describen los materiales y métodos utilizados para el desarrollo de la investigación. Posteriormente, en el Capítulo 7 se presentan los resultados obtenidos

y su respectiva discusión. En el Capítulo 8 se presentan las conclusiones de la tesis, mientras que en el Capítulo 9 se proponen los trabajos futuros derivados del estudio. Finalmente, en el Capítulo 10 se incluyen los anexos, donde se presentan el manual de uso y el manual de mantenimiento del sistema desarrollado. El documento concluye con la bibliografía empleada.

# Planteamiento del Problema

---

## 2.1. Planteamiento del Problema

La hipertensión arterial es una enfermedad crónica de alta prevalencia y constituye uno de los principales factores de riesgo para el desarrollo de enfermedades cardiovasculares, accidentes cerebrovasculares e insuficiencia renal. Su origen es multifactorial, ya que involucra la interacción de factores neuronales, endocrinos y hemodinámicos, de acuerdo con la teoría del mosaico de Irvine Paige [2]. A nivel mundial, su prevalencia aumenta con la edad. En este sentido, afecta a menos del 10 % de los jóvenes; sin embargo, en mayores de 75 años, la cifra supera el 75 % [2]. En 2015, la tasa en hombres fue del 24.1 % y en mujeres del 20.1 %. No obstante, tras la menopausia, la prevalencia femenina se eleva debido a la reducción de estrógenos [3]. Se proyecta que, para 2040, la hipertensión alcanzará el 20.3 %, con mayores tasas en países de bajos ingresos [3].

En América Latina, esta condición es responsable de más de dos millones de muertes anuales por enfermedades cardiovasculares, y, además, el 50 % de los casos ocurren antes de los 70 años. Se estima que entre el 20 % y el 40 % de los adultos padecen hipertensión; sin embargo, el bajo conocimiento, el tratamiento insuficiente y el escaso control de la enfermedad siguen siendo factores de riesgo. De acuerdo con datos del Consorcio de Factores de Riesgo de Enfermedades No Transmisibles (NCD-RisC), solo el 72 % de las mujeres hipertensas conocen su diagnóstico, el 64 % reciben tratamiento y el 35 % tienen su presión controlada. En los hombres, estas cifras son aún menores: 57 %, 47 % y 23 %, respectivamente [4].

Por otro lado, en Colombia, un estudio con 48,324 adultos reportó una prevalencia del 27.9 %, lo cual está alineado con las tendencias regionales [5]. Según la Cuenta de Alto Costo, la evolución de la prevalencia de hipertensión en el Sistema General de Seguridad Social en Salud por 100 habitantes en Colombia durante un periodo de aproximadamente 13 años muestra un crecimiento sostenido de la enfermedad (ver Figura 2.1). En los primeros años analizados (2010–2014), la prevalencia se mantiene estable alrededor del 4 %, con un incremento moderado en 2015. No obstante, a partir de 2016, se observa una tendencia ascendente más pronunciada, alcanzando aproximadamente el 7 % en 2018 y evidenciando un crecimiento acelerado en 2019–2020, donde supera el 9 %. Aunque en 2021–2022 parece haber una ligera estabilización, en 2023 la prevalencia vuelve a aumentar, superando el 10 % [6, 7, 8, 9, 10, 11]. En consecuencia, estos datos reflejan la necesidad de fortalecer las estrategias de prevención, detección temprana y monitoreo continuo de la hipertensión en la

población colombiana [4].



Figura 2.1: Prevalencia de la hipertensión arterial entre 2010 y 2023 por cada 100 habitantes

La hipertensión se diagnostica cuando la presión arterial sistólica (PAS) es  $\geq 140$  mmHg o la diastólica (PAD) es  $\geq 90$  mmHg. No obstante, en entornos clínicos rutinarios, la medición de la presión arterial en el consultorio suele realizarse sin un enfoque estandarizado, lo que puede generar valores 5–10 mmHg más altos de lo real. Por esta razón, para mejorar la precisión del diagnóstico, se recomienda el monitoreo ambulatorio de la presión arterial (MAPA) o el automonitoreo (AMPA) [12].

Para el control de la PA, se requieren fármacos, cambios en el estilo de vida y monitoreo constante. Sin embargo, la falta de síntomas iniciales dificulta la adherencia al tratamiento. Por esta razón, en pacientes de alto riesgo, se recomienda iniciar el tratamiento incluso con presión arterial elevada, utilizando modelos de predicción como SCORE2 para estimar el riesgo de eventos cardiovasculares [12].

Existen diversos métodos para medir la presión arterial, destacando el auscultatorio, el oscilométrico y la pletismografía. El método auscultatorio, considerado el estándar tradicional, utiliza un manguito inflable, un esfigmomanómetro y un fonendoscopio para detectar los sonidos de Korotkoff, proporcionando mediciones precisas de la presión sistólica y diastólica [13]. Sin embargo, presenta limitaciones como la necesidad de un profesional capacitado, la posibilidad de errores en la interpretación auditiva y su poca practicidad para el monitoreo domiciliario frecuente. En contraste, el método oscilométrico emplea sensores electrónicos para detectar las oscilaciones del flujo sanguíneo en la arteria, lo que permite su uso en tensiómetros digitales de brazo y muñeca. No obstante,

su precisión puede verse afectada por el movimiento del paciente, la calibración del dispositivo y variaciones en los algoritmos utilizados por cada fabricante [14].

Los tensiómetros de muñeca son más compactos y convenientes, especialmente para personas con brazos grandes o con antecedentes de cirugía en los ganglios linfáticos de la axila [15]. Sin embargo, su fiabilidad depende en gran medida de una correcta colocación y postura durante la medición, siendo menos precisos que los dispositivos de brazo [16]. En cuanto a los *smartwatches* modernos, estos han integrado tecnologías como la fotopleletismografía (PPG) y el análisis de ondas de pulso para estimar la presión arterial, ofreciendo una alternativa innovadora [17]. No obstante, presentan desafíos como la necesidad de calibración inicial con un tensiómetro convencional, errores por colocación inadecuada en la muñeca e imprecisiones por la cantidad de variables a medir [18].

Frente a la técnica de fotopleletismografía (PPG), su principio de funcionamiento se basa en la emisión de luz hacia la superficie del cuerpo y la detección de la luz reflejada mediante un fotorreceptor. La hemoglobina (Hb) y la hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) en la sangre absorben distintas cantidades de luz según su concentración, lo que provoca variaciones en la absorción de diferentes longitudes de onda. El fotorreceptor puede ubicarse junto a la fuente de luz o en posición opuesta, registrando los cambios en la luz retenida por la hemoglobina, los cuales oscilan en función del flujo sanguíneo. Esta señal luminosa se convierte en una señal eléctrica, proporcionando la información PPG [19].

El componente pulsátil máximo de la luz reflejada ocurre aproximadamente en el rango de 510 a 590 nm, por lo que la luz verde (565 nm) o amarilla (590 nm) se emplea comúnmente en sensores PPG reflectantes. Sin embargo, en dispositivos PPG transmisivos, se utiliza generalmente la luz roja (680 nm) o la infrarroja cercana (810 nm), ya que esta última presenta la mayor capacidad de penetración en los tejidos [20]. En el caso de los *smartwatches*, estos utilizan principalmente la luz verde para detectar el flujo sanguíneo a través de los capilares. No obstante, esta luz no alcanza los vasos sanguíneos más profundos, lo que puede comprometer la precisión de la medición.

Factores como los movimientos corporales, la luz ambiental y la respiración pueden afectar la exactitud de las mediciones PPG. Para minimizar estos efectos, se recurre a cubrir el sensor fotorreceptor o emplear una fuente de luz infrarroja, que sí logra penetrar hasta los vasos sanguíneos, mejorando la fiabilidad de los datos obtenidos. Asimismo, los inconvenientes derivados del movimiento y la respiración pueden compensarse automáticamente mediante el ajuste del voltaje de la fuente de luz, optimizando la calidad de la señal captada [19].



# Justificación

---

La hipertensión es una de las principales fuentes de morbilidad y mortalidad a nivel mundial. Su prevalencia supera el 75 % en adultos mayores de 75 años [2] y es responsable de más de dos millones de muertes anuales en América Latina [4]. En Colombia, afecta al 27.9 % de la población adulta [5], con una tendencia creciente en los últimos años (ver Figura 2.1). Esta condición constituye un factor de riesgo crítico para enfermedades cardiovasculares, que también representan una causa principal de mortalidad en la región. Ante este escenario, resulta imprescindible adoptar estrategias de prevención temprana que contemplen el monitoreo frecuente y preciso de la presión arterial (PA), con el fin de reducir complicaciones, facilitar la intervención oportuna y mejorar la calidad de vida de los pacientes.

En este sentido, la medición ambulatoria continua de la presión arterial (PA), realizada por el propio paciente, no solo ha demostrado ser más confiable que las mediciones puntuales en consultorios médicos, sino que representa una herramienta de alto impacto clínico en la prevención y el control de la hipertensión. Los valores de presión arterial obtenidos en entornos clínicos suelen estar influenciados por prácticas no estandarizadas. Específicamente, cuando no se siguen los protocolos de medición recomendados, los registros pueden ser entre 5 y 10 mmHg más altos de lo que se obtendría con una técnica adecuada. Esta sobreestimación puede deberse al tiempo limitado en consulta, al uso incorrecto de los equipos o a la ansiedad del paciente durante la medición ("síndrome de bata blanca") [12]. A diferencia de estos enfoques tradicionales, el monitoreo automatizado y continuo durante 24 horas o más permite captar con mayor precisión las fluctuaciones de la presión arterial ante estímulos reales del entorno, como el ejercicio, el estrés emocional o las variaciones fisiológicas nocturnas. Este tipo de medición ha demostrado ser pronósticamente superior, especialmente durante el sueño, al facilitar la detección de patrones anómalos, reducir diagnósticos erróneos de la hipertensión arterial, y permitir intervenciones más oportunas antes del inicio del tratamiento farmacológico [21]. En consecuencia, los sistemas de monitoreo continuo no solo mejoran la precisión en el diagnóstico, la prevención temprana y el seguimiento clínico de la hipertensión, sino que también fortalecen la toma de decisiones médicas y promueven una mayor adherencia al tratamiento por parte del paciente.

De esta forma, las aplicaciones móviles utilizadas en salud (mHealth) emergen como un complemento esencial para potenciar la eficacia del monitoreo ambulatorio. Un estudio cualitativo ha identificado que los pacientes valoran aspectos como la personalización del sistema según sus necesidades, la confianza en los profesionales de salud que recomiendan estas herramientas y la motivación que generan los sistemas automatizados para fomentar la autogestión. Desde la perspectiva médica,

las tecnologías mHealth ofrecen beneficios al integrar la lectura ambulatoria de la presión arterial con funciones de seguimiento, análisis y comunicación. En este sentido, las aplicaciones móviles cumplen tres objetivos clave en el manejo de la hipertensión: mejorar la autoevaluación, optimizar el tratamiento y fortalecer el control de la enfermedad [22].

Bajo esta premisa, el presente proyecto abordó el diseño e implementación de un sistema portátil de monitoreo continuo de la presión arterial basado en la técnica de fotopletimografía. A diferencia de los métodos tradicionales, la PPG demostró ser una solución portable con capacidad de medición continua y facilidad de integración en dispositivos compactos. El sistema desarrollado empleó únicamente un sensor PPG ubicado en el dedo índice y sistemas electrónicos digitales convencionales para la estimación de la presión arterial, evitando la dependencia de modelos complejos de calibración o de algoritmos de aprendizaje automático.

La solución se complementó con un aplicativo móvil encargado de recopilar las mediciones en tiempo real, generar gráficas de tendencia y emitir alertas ante la detección de valores fuera del rango normal. Esta herramienta facilita al usuario el seguimiento personalizado de los patrones diarios de presión arterial.

El desarrollo del proyecto se estructuró como un trabajo interdisciplinario que integró conocimientos en bioinstrumentación y tecnologías portátiles aplicadas al monitoreo de la salud. Este proceso estuvo respaldado por la formación en Ingeniería Biomédica, particularmente en áreas como bioinstrumentación, procesamiento de señales fisiológicas y diseño de sistemas electrónicos. Asimismo, el proyecto contó con el acompañamiento académico del director y codirector, quienes orientaron la toma de decisiones técnicas y metodológicas a lo largo del desarrollo.

Como parte de la validación, se realizaron pruebas con usuarios hipertensos y no hipertensos pertenecientes a la población general, con el fin de evaluar la eficacia y precisión del sistema. De esta manera, el proyecto aportó al conocimiento existente sobre el uso de tecnologías portátiles aplicadas al monitoreo de la salud.

Los recursos necesarios, incluidos sensores PPG, componentes electrónicos, materiales de montaje y el desarrollo de la aplicación móvil, fueron adquiridos mediante recursos propios y mediante la gestión a través de canales institucionales. La sencillez del sistema implementado, que evitó el uso de algoritmos complejos o calibraciones avanzadas, reforzó su factibilidad tanto en términos de implementación como de replicabilidad.

El proyecto se desarrolló en un plazo de seis meses, dividido en fases de planeación, diseño, implementación y validación. La universidad dispuso de espacios adecuados para la experimentación, como los laboratorios de electrónica para el diseño y prueba del sistema, así como el hospital simulado, que permitió la realización de pruebas en condiciones controladas.

En conjunto, este proyecto representó una contribución al acceso a tecnologías de monitoreo en salud, tradicionalmente restringidas a contextos clínicos especializados. Asimismo, promovió la prevención como eje central del manejo de la hipertensión y fortaleció la investigación en soluciones médicas centradas en el usuario, sostenibles y de bajo costo, alineadas con las necesidades reales de la

población.



# Objetivos

---

## 4.1. Objetivo General

Desarrollar un sistema portátil basado en fotopletismografía (PPG) para la medición continua de la presión arterial, integrado con una aplicación móvil para el almacenamiento y visualización de datos.

## 4.2. Objetivos Específicos

1. Determinar las características técnicas y de usabilidad que deben cumplir los sensores del sistema portátil basado en PPG.
2. Diseñar el sistema portátil basado en PPG, estableciendo los requerimientos, especificaciones técnicas y configuraciones de hardware y software.
3. Implementar el sistema portátil basado en PPG para la adquisición, visualización, almacenamiento y análisis continuo de los datos de presión arterial.
4. Validar la precisión del sistema portátil basado en PPG mediante pruebas de funcionamiento, comparando las señales obtenidas con equipos de medición de presión arterial convencionales.



# Marco de Referencia

---

## 5.1. Áreas Temáticas

- Computers and information processing - Computer applications - Mobile applications
- Engineering in medicine and biology - Biomedical engineering - Biomedical signal processing
- Engineering in medicine and biology - Biomedical engineering - Biomedical electronics
- Engineering in medicine and biology - Biomedical equipment - Medical devices
- Engineering in medicine and biology - Biomedical equipment - Biomedical transducers
- Engineering in medicine and biology - Medical services - Smart healthcare
- Engineering in medicine and biology - Medical services - Medical conditions - Hypertension
- Instrumentation and measurement - Measurement - Biomedical measurement - Photoplethysmography
- Sensors - Optoelectronic and photonic sensors
- Signal processing - Filtering - Filters - Digital filters

## 5.2. Marco Teórico

### 5.2.0.1. Fundamentos Fisiológicos de la Presión Arterial y su Regulación

La hipertensión o presión arterial alta es una condición que afecta a millones de personas y está estrechamente vinculada con enfermedades graves como las enfermedades cardiovasculares y los accidentes cerebrovasculares. Con el tiempo, estas enfermedades pueden empeorar, y son factores que contribuyen al desarrollo de afecciones coronarias, como la obstrucción de las arterias coronarias en el corazón. Esto, a su vez, aumenta el riesgo de sufrir hipertensión [23]. Dado que no suele causar síntomas durante muchos años, hasta que un órgano vital resulta dañado, la hipertensión se conoce como «el asesino silencioso» [24].

Para comprender cómo se origina la hipertensión, es importante entender el funcionamiento del sistema circulatorio. El corazón bombea sangre a través de una red de arterias, venas y capilares, ejerciendo presión contra las paredes de las arterias. Esta fuerza se mide como presión arterial. La

hipertensión ocurre cuando hay un estrechamiento de las arteriolas (pequeñas arterias que regulan el flujo sanguíneo), lo que obliga al corazón a trabajar más para bombear sangre a través de vasos más pequeños, aumentando la presión dentro de los vasos sanguíneos [25].

Los efectos negativos de la hipertensión pueden ser devastadores para el cuerpo humano. Primero, la presión alta puede causar endurecimiento de las arterias, lo que provoca que se estrechen y dificulten el paso de la sangre. Si un coágulo de sangre bloquea el flujo hacia el corazón o el cerebro, puede resultar en un ataque al corazón o un accidente cerebrovascular. Además, la hipertensión hace que el corazón tenga que trabajar más, lo que provoca su agrandamiento. A medida que el corazón se agranda, necesita más sangre oxigenada, pero pierde capacidad para mantener una circulación adecuada, lo que eventualmente puede llevar a la insuficiencia cardíaca [25].

El daño causado por la hipertensión no se limita al corazón; también puede afectar a otros órganos importantes. La presión arterial alta puede comprometer el flujo sanguíneo hacia los riñones, lo que con el tiempo puede dañar estos órganos, resultando en insuficiencia renal. Asimismo, en personas diabéticas, la hipertensión puede causar daño a los capilares de la retina del ojo, lo que lleva a la retinopatía, una condición que, si no se trata, puede causar ceguera [25].

**Regulación Morfológica de la Presión Arterial:** Para disminuir la presión arterial, el corazón puede bombear con menos potencia o rapidez, las arteriolas y las venas pueden ensancharse (dilatarse) y se puede eliminar líquido del torrente sanguíneo.

Estos mecanismos están regidos por la rama simpática del sistema nervioso autónomo (la parte del sistema nervioso que regula los procesos internos del organismo que no requieren esfuerzo consciente) y por los riñones. La rama simpática emplea diferentes medios para aumentar temporalmente la presión arterial durante la respuesta de lucha o huida (la reacción física del organismo frente a una amenaza) [24].

- La rama simpática estimula las glándulas suprarrenales para que liberen las hormonas epinefrina (adrenalina) y norepinefrina (noradrenalina). Estas hormonas estimulan el corazón para que lata más rápido y más enérgicamente, además de estimular la contracción de la mayoría de las arteriolas y la dilatación de algunas de ellas. Las arteriolas que se dilatan son las que están situadas en las zonas donde se necesita una mayor irrigación sanguínea (como en los músculos esqueléticos, controlados por el esfuerzo consciente).
- La rama simpática también estimula los riñones para que disminuya la excreción de sodio y agua, de modo que aumente el volumen sanguíneo. El organismo controla la transferencia de sodio entre el interior y el exterior de las células, para evitar un exceso de sodio en el interior de éstas. Una cantidad excesiva de sodio en el interior de las células puede hacer que el organismo se vuelva demasiado sensible a la estimulación por la división simpática.

Los riñones también responden de forma directa a los cambios en la presión arterial. Si la presión arterial aumenta, los riñones incrementan la eliminación de sodio y agua, de modo que el volumen sanguíneo disminuye y así la presión arterial retorna a sus valores normales. Del mismo modo, si

la presión arterial disminuye, los riñones reducen la eliminación de sodio y agua, de modo que el volumen sanguíneo aumenta y así la presión arterial retorna a sus valores normales. Los riñones pueden incrementar la presión arterial mediante la secreción de una enzima denominada renina, que finalmente estimula la producción de la hormona angiotensina II [24].

La angiotensina II contribuye a aumentar la presión arterial al:

- Provocar la contracción de las arteriolas
- Desencadenar la división simpática del sistema nervioso autónomo
- Desencadenar la liberación de otras dos hormonas, la aldosterona y la vasopresina (también denominada hormona antidiurética), que hacen que los riñones incrementen la retención de sodio y de agua.

### 5.2.0.2. Factores de riesgo de la Hipertensión

La hipertensión puede ser primaria (esencial) o secundaria.

- Hipertensión Primaria: Para la mayoría de los adultos, no hay una causa identificable de la presión arterial alta. Este tipo de presión arterial alta se denomina hipertensión primaria o esencial y tiende a desarrollarse progresivamente a lo largo de muchos años. La acumulación de placa en las arterias (ateroesclerosis) aumenta el riesgo de tener presión arterial alta [26]. La hipertensión primaria constituye el 90-95 % de los casos y no tiene una causa específica identificada. Sin embargo, existen varios factores de riesgo que pueden contribuir a su aparición [25]:
  - Antecedentes familiares de hipertensión.
  - Sexo: El riesgo es mayor en hombres, mientras que en mujeres es más común después de los 55 años.
  - Edad avanzada, ya que los vasos sanguíneos pierden elasticidad.
  - Estrés y factores emocionales como ira o hostilidad.
  - Sobrepeso u obesidad.
  - Uso de tabaco.
  - Anticonceptivos orales, especialmente en mujeres que fuman.
  - Dietas ricas en grasas saturadas y sodio (sal).
  - Consumo excesivo de alcohol.
  - Inactividad física.
  - Diabetes.

- Hipertensión Secundaria: La hipertensión arterial secundaria es la presión arterial alta provocada por otra afección médica [26]. La hipertensión secundaria representa el 5-10% restante y está relacionada con otras condiciones médicas, como [25]:
  - Trastornos renales.
  - Alteraciones hormonales (glándulas paratiroides, acromegalia).
  - Tumores en las glándulas suprarrenales o pituitaria.
  - Reacciones a ciertos medicamentos.
  - Embarazo.

El mayor factor de riesgo de la hipertensión arterial secundaria es una afección que puede causar presión arterial alta, como problemas renales, arteriales, cardíacos o del sistema endocrino [26].

Diversos estudios familiares y en gemelos han demostrado que el componente genético tiene un papel significativo en el desarrollo de la hipertensión arterial (HTA), con una heredabilidad que puede superar el 50%. Investigaciones en gemelos monocigotos y dicigotos refuerzan esta evidencia, mostrando una fuerte asociación genética con la enfermedad. Además, se ha estimado que los hermanos de personas con HTA tienen un riesgo 3.5 veces mayor de desarrollarla en comparación con otras enfermedades cardiovasculares [27].

### 5.2.0.3. Manifestaciones Clínicas y Complicaciones de la Hipertensión Arterial

La hipertensión a menudo no presenta síntomas evidentes. En algunos casos, las personas pueden experimentar palpitaciones, mareos o dolor en el pecho, pero la mayoría no siente malestar alguno. Debido a la falta de síntomas, la enfermedad puede permanecer sin diagnóstico durante años.

Sin embargo, en algunos casos, cuando la elevación de la presión arterial se convierte en una crisis de hipertensión arterial y no recibe tratamiento, puede dar lugar a síntomas causados por daños en el cerebro, los ojos, el corazón y los riñones. Las personas que desarrollan estos síntomas y tienen la presión arterial muy elevada presentan una emergencia hipertensiva y requieren tratamiento de emergencia. Los síntomas pueden consistir en náuseas, vómitos, dificultad respiratoria, inquietud y un dolor de cabeza o una fatiga inusuales o inexplicables. A veces, una crisis de hipertensión arterial puede provocar la hinchazón del cerebro (edema), lo cual tiene como resultado náuseas, vómitos, empeoramiento del dolor de cabeza, sopor, confusión, convulsiones, somnolencia e incluso coma. Este trastorno se denomina encefalopatía hipertensiva [24].

La hipertensión arterial grave aumenta la carga de trabajo del corazón y puede causar dolor torácico y/o dificultad respiratoria. Una presión arterial muy alta puede provocar el desgarramiento de la gran arteria que transporta la sangre desde el corazón (la aorta), produciéndose dolor torácico o abdominal [24].

La hipertensión arterial de larga duración puede dañar el corazón y los vasos sanguíneos, y aumentar el riesgo de [24]:

- Infarto de miocardio
- Insuficiencia cardíaca
- Insuficiencia renal
- Accidente cerebrovascular (ictus)
- Demencia vascular

**Relación entre la hipertensión arterial y diversas enfermedades:** La hipertensión arterial (HTA) está estrechamente relacionada con varias enfermedades debido a los efectos que tiene sobre los vasos sanguíneos y órganos clave. La presión arterial elevada puede dañar de manera progresiva los tejidos y sistemas, llevando al desarrollo de diversas complicaciones.

- **Infarto de miocardio:** La hipertensión crónica sobrecarga el corazón, forzando al músculo cardíaco a trabajar más duro, lo que puede conducir a la aterosclerosis, es decir, al endurecimiento de las arterias. Esta condición reduce el flujo sanguíneo al corazón, aumentando el riesgo de obstrucción de las arterias coronarias y provocando un infarto de miocardio [28].
- **Insuficiencia cardíaca:** La relación entre hipertensión arterial e insuficiencia cardíaca se basa en mecanismos fisiopatológicos interconectados. La hipertensión sostenida incrementa la poscarga ventricular, lo que provoca hipertrofia ventricular izquierda en cerca del 40 % de los pacientes hipertensos. Esta hipertrofia aumenta la rigidez del ventrículo y favorece la disfunción diastólica, condiciones tempranas de la insuficiencia cardíaca con fracción de eyección preservada. Además, este tipo de hipertrofia puede elevar el riesgo de insuficiencia cardíaca hasta en un 70 % [29].

Por otra parte, la rigidez arterial y la disfunción endotelial asociadas a la hipertensión agravan la carga hemodinámica y favorecen procesos inflamatorios y ateroscleróticos, aumentando el riesgo de daño cardíaco. La activación de sistemas como el renina-angiotensina-aldosterona y el sistema simpático perpetúan este daño, promoviendo fibrosis miocárdica y facilitando la transición a una insuficiencia cardíaca con fracción de eyección reducida. Finalmente, el riesgo se incrementa aún más en pacientes con comorbilidades como enfermedad renal o diabetes tipo 2, sobre todo en adultos mayores, lo que exige un enfoque terapéutico integral y multidisciplinario [29].

- **Insuficiencia renal:** La hipertensión es una de las principales causas de insuficiencia renal crónica, ya que con el tiempo puede dañar los vasos sanguíneos en todo el cuerpo, incluidos los que irrigan los riñones. Este daño reduce el flujo sanguíneo hacia las estructuras renales, afectando especialmente las diminutas unidades encargadas de filtrar los desechos y el exceso de líquidos. Como resultado, los riñones pierden la capacidad de eliminar eficazmente estos residuos, lo que genera una acumulación de líquidos en el organismo que, a su vez, eleva aún

más la presión arterial. A su vez, la insuficiencia renal crónica también puede ser una causa de hipertensión, ya que los riñones enfermos no pueden regular adecuadamente la presión arterial. Esta relación bidireccional crea un ciclo en el que ambas condiciones se agravan mutuamente, dificultando el tratamiento y aumentando el riesgo de complicaciones [30].

- **Accidente cerebrovascular:** La hipertensión arterial es uno de los principales factores de riesgo para sufrir un ataque o derrame cerebral. Esta condición aumenta la carga de trabajo del corazón y con el tiempo daña tanto las arterias como los órganos, lo que incrementa la probabilidad de eventos cerebrovasculares en comparación con aquellas personas que tienen la presión arterial normal. Aproximadamente el 87% de los ataques o derrames cerebrales son causados por vasos sanguíneos obstruidos o estrechos en el cerebro, lo que reduce el flujo sanguíneo hacia las células cerebrales, dando lugar a un ataque o derrame cerebral isquémico. La hipertensión daña el recubrimiento interno de los vasos sanguíneos, lo que contribuye a su estrechamiento. Por otro lado, el 13% de los ataques o derrames cerebrales son hemorrágicos, y ocurren cuando un vaso sanguíneo se revienta en o cerca del cerebro, lo cual es una consecuencia directa de la hipertensión crónica o el envejecimiento de los vasos sanguíneos. La presión constante ejercida por la hipertensión sobre estos vasos hace que, con el tiempo, no puedan soportarla y terminen por romperse [31].

#### 5.2.0.4. Lectura de la Presión Arterial

La presión arterial se mide en dos cifras: presión sistólica (fuerza cuando el corazón late) y presión diastólica (fuerza cuando el corazón descansa entre latidos). La lectura se presenta en milímetros de mercurio (mm Hg), por ejemplo, 120/80 mm Hg.

Clasificación de la presión arterial [32, 24]:

- Normal: menor a 120/80 mm Hg.
- Elevada: Entre 120/80 y 129/80 mm Hg.
- Hipertensión nivel 1: entre 130-/80 y 139/89 mm Hg.
- Hipertensión nivel 2: mayor a 140/90 mm Hg.
- Crisis de hipertensión: mayor a 180/120 mm Hg.

#### 5.2.0.5. Métodos de medición de la presión arterial

Existen diversos métodos para medir la presión arterial, que se han desarrollado y perfeccionado con el tiempo gracias al avance de la tecnología médica. Estos métodos pueden clasificarse principalmente en técnicas no invasivas, como el método auscultatorio y el oscilométrico, y en técnicas invasivas, que se utilizan en entornos hospitalarios para una monitorización continua y de alta precisión. Más recientemente, han surgido métodos basados en sensores portátiles y tecnologías digitales, que permiten un seguimiento ambulatorio más accesible y cómodo para los pacientes.

### ■ Método oscilométrico

El método oscilométrico es una técnica no invasiva y automática que mide la presión arterial detectando las oscilaciones de presión en un manguito inflable colocado sobre el brazo o la muñeca.

El método oscilométrico es ampliamente utilizado por su conveniencia y facilidad de uso. Un metaanálisis de 34 estudios comparando mediciones oscilométricas con mediciones invasivas demostró que los valores de presión arterial media presentaban la mejor correlación. Sin embargo, su precisión puede verse comprometida en casos como recién nacidos con muy bajo peso al nacer o con presión arterial media baja [33].

#### ● ¿Cómo funciona?

El método oscilométrico permite medir la presión arterial de manera automatizada, sin necesidad de estetoscopio, a diferencia del método auscultatorio. Su funcionamiento se basa en la detección de las oscilaciones provocadas por el flujo sanguíneo dentro de la arteria cuando se aplica y posteriormente se libera presión desde un manguito inflable [34].

1. **Inflado del manguito:** Mediante una bomba (manual o automática), el manguito se infla hasta ejercer suficiente presión como para colapsar la arteria braquial, deteniendo el flujo sanguíneo y, por tanto, las pulsaciones. En este punto, se alcanza una presión mayor a la sistólica.
2. **Desinflado controlado:** Una válvula se abre para permitir que la presión en el manguito disminuya lentamente. A medida que baja la presión:
  - Comienzan a registrarse pequeñas oscilaciones de presión causadas por cada pulso arterial.
  - Estas oscilaciones son detectadas por un transductor de presión, que convierte las variaciones mecánicas en señales eléctricas.
3. **Cálculo de valores**
  - Las oscilaciones aumentan en intensidad hasta alcanzar un máximo, el cual se interpreta como la presión arterial media (PAM).
  - La presión sistólica se estima en el punto donde inician las oscilaciones detectables.
  - La presión diastólica se estima cuando las oscilaciones desaparecen.
4. **Procesamiento:** El cálculo se realiza mediante algoritmos internos del dispositivo, los cuales pueden variar entre fabricantes, lo que puede generar pequeñas diferencias en los valores reportados por distintos equipos.

- **¿Qué dispositivos utilizan este método?**
  - Tensiómetros digitales (brazo o muñeca)
  - Monitores multiparámetro hospitalarios
  - Monitores oscilométricos especializados para neonatología
  - Dispositivos portátiles o wearable (Relojes inteligentes y pulseras de salud)
  - Equipos veterinario
- **Técnica Fotopleletismografía (PPG)** La fotopleletismografía es una técnica óptica que mide los cambios en el volumen sanguíneo mediante la detección de variaciones en la absorción de luz en la piel. Esta técnica utiliza sensores ópticos que emiten luz hacia la piel y miden la cantidad del impulso que es reflejada. La sangre absorbe más luz que los demás tejidos, por lo que los cambios en su absorción están relacionados con las variaciones en el volumen sanguíneo [35]. La técnica PPG consta de dos elementos: un diodo emisor de luz (LED) para la iluminación y un fotodiodo para medir la absorción de la luz incidente durante la medición. Se utilizan dos modos diferentes, (1) transmisión y (2) reflectancia, para registrar la forma de onda PPG. Similar a la curva de deflación en la oscilometría, la PPG también consta de dos componentes: primero, el componente DC surge debido a la absorción del tejido no vascular y la respiración. Segundo, está el componente AC, superpuesto al componente DC, y que surge debido al flujo sanguíneo en la arteria. Este componente AC se procesa aún más a través de varios métodos empleados para la medición de la PA y se discute en las siguientes secciones [36].
- **Método de propagación de ondas de pulso (PWP):** El método PWP estima la presión arterial midiendo la velocidad o el tiempo de propagación del pulso. Los términos tiempo de tránsito del pulso (PTT) y tiempo de llegada del pulso (PAT) se utilizan típicamente cuando se considera el tiempo de propagación. Por el contrario, el término velocidad de onda del pulso (PWV) se utiliza cuando se considera la velocidad de propagación.

- **Tiempo de tránsito del pulso:** El tiempo que tarda un pulso en transitar entre dos ubicaciones arteriales se conoce como PTT. Para medir el PTT se utilizan dos sensores PPG colocados en dos puntos diferentes del árbol arterial. Los sitios más comunes para el PTT son los dedos de los pies y de las manos. Los parámetros de PA se derivan de la diferencia de tiempo entre las formas de onda recopiladas [36].

La técnica PTT suele constar de tres operaciones:

- ◊ Dos sensores PPG para las mediciones de la forma de onda en dos sitios
- ◊ Cálculo del parámetro PTT
- ◊ Cálculo del parámetro PTT

◊ Calibración

- **Tiempo de llegada del pulso (PAT):** La técnica PAT es similar a la PTT, excepto que en PAT se utiliza un sensor de ECG en lugar del primer sensor PPG. Por lo tanto, el tiempo de llegada del pulso es el tiempo que tarda el pulso en viajar desde el ECG hasta el sensor PPG; es decir, la diferencia de tiempo entre la señal eléctrica activada por el corazón y las arterias, como los dedos de los pies, las manos y la frente [36].

La PAT se calcula por el retraso entre el pico R del ECG y el flanco ascendente de la PPG. Se consideran tres características para calcular la diferencia de tiempo, como pico a pico, pico a pie, y pico a punto medio de la PPG. Un informe sugiere que la PAT reduce la precisión de la PAD, pero todavía se utiliza debido a su simplicidad [36].

- **Velocidad de la onda del pulso:** La VOP es otro método sin manguito para medir la presión arterial. La VOP mide la velocidad de la onda de presión que viaja por la arteria. La razón de este método es que la velocidad del pulso puede utilizarse para calcular la presión arterial. Durante la sístole y la diástole, la sangre se impulsa a través de las arterias centrales hacia las arterias más pequeñas. Este fenómeno modifica la elasticidad arterial y afecta la velocidad del pulso. Básicamente, la elasticidad arterial determina la velocidad a la que viaja el pulso. Se utilizan dos sensores PPG separados por una distancia conocida para detectar la VOP en la misma rama arterial. Utilizando la distancia arterial (  $D$  ) entre las dos mediciones y el PTT, la VOP se puede calcular de la siguiente manera [36]:

$$VOP = \frac{D}{PTT}$$

Un informe utilizó dos señales PPG para calcular la PA mediante una técnica de VOP aprovechando la correlación entre la presión arterial y la flexibilidad de los vasos sanguíneos. La distancia (  $D$  ) se mide por la longitud arterial y el PTT se mide por el retraso de tiempo en el recorrido del pulso.

- **Análisis de ondas de pulso:** La extracción de características y el procesamiento de señales de la forma de onda PPG se conoce como análisis de onda de pulso (PWA). Esta técnica puede estimar la PA usando solo un sensor PPG. El pre y posprocesamiento de señales como PPG y ECG se han simplificado debido a los avances en la capacidad de análisis de datos y computadoras. En el análisis de onda de pulso PPG, se han utilizado técnicas de procesamiento de señales, que incluyen filtrado, suavizado y extracción de características. Estas características se utilizan con frecuencia para construir modelos para la estimación de la presión arterial utilizando redes neuronales profundas y aprendizaje automático. La viabilidad del pronóstico de PA continuo y sin manguito solo con sensores PPG se ha examinado en varios tipos de investigación. Este método es particularmente intrigante y prometedor ya que proporciona una estimación rápida y precisa de la presión

arterial sin manguito. Actualmente, la inteligencia artificial está ganando atención en el monitoreo de la PA debido a su capacidad de autoaprendizaje de experiencias pasadas y su tremendo potencial para la predicción temprana del tratamiento de intervención de la hipertensión. La señal PPG, ya sea cruda o preprocesada (para minimizar el ruido y los artefactos de movimiento), generalmente se utiliza como datos de entrada para producir modelos de aprendizaje automático. La facilidad de implementación de estos modelos con dispositivos portátiles facilita el monitoreo continuo de la PA a través de un procesamiento adecuado [36].

#### 5.2.0.6. Sensores PPG

El sensor PPG más simple está constituido básicamente por unos pocos componentes eléctricos: una fuente de luz y un fotodetector (PD). Un sensor PPG puede funcionar en modo de transmisión, con la fuente de luz y el PD ubicados en lados opuestos con respecto al sitio de medición, lo que es capaz de proporcionar una señal buena y estable; generalmente, esto representa la primera opción para la medición de la saturación de oxígeno en sangre ( $SpO_2$ ), que generalmente se realiza en hospitales. El modo de transmisión también permite la detección de una amplia gama de componentes sanguíneos a través del estudio del espectro de transmisión de longitudes de onda entre 550 y 1050 nm. Específicamente, algunos grupos de investigación se centraron en el estudio de la influencia de la concentración de sangre en el camino óptico, con un enfoque de "óptica tisular", realizando un análisis de componentes sanguíneos que incluye, por ejemplo, glucosa, globulina, plaquetas y recuento de glóbulos rojos. Sin embargo, el modo de transmisión sólo es adecuado para partes del cuerpo con un grosor bajo; de hecho, la mayoría de los dispositivos comerciales que funcionan de esta manera se suelen colocar en la punta del dedo o el lóbulo de la oreja para realizar una evaluación microvascular, siendo en cambio las arterias más grandes más difíciles de inspeccionar que se encuentran más profundamente en el tejido (aunque algunos trabajos recientes también las emplean en la muñeca). Sin embargo, también existe el modo reflectancia, que consiste en instalar los dos componentes uno al lado del otro, por lo tanto, es adecuado para realizar dispositivos portátiles de muñeca basados en un sensor PPG. De hecho, incluso si el modo de reflectancia sufre de artefactos de movimiento con respecto al modo de transmisión, elimina los problemas asociados con el posicionamiento del sensor, lo que conduce efectivamente a la usabilidad e integración en diferentes dispositivos de uso diario y, por lo tanto, a una posible amplia difusión efectiva del uso como un sistema de monitoreo [37]. Independientemente de la configuración específica, la fuente emite luz a una longitud de onda fija (generalmente entre 550 y 850 nm), que viaja bajo la piel y es parcialmente absorbida y parcialmente reflejada por diversos tejidos biológicos, incluyendo la sangre que circula por los vasos sanguíneos. La luz reflejada es detectada por el PD cercano, que la convierte en una señal eléctrica proporcional a su intensidad [37].

- **Longitud de ondas:** la elección de la longitud de onda de la fuente de luz es muy importante. Las longitudes de onda ideales para la PPG deben tener una mayor absorción para la sangre en comparación con otros componentes del tejido, ya que esto permitiría un monitoreo preciso de los cambios del volumen sanguíneo en el lecho del tejido microvascular [38]. Se sabe que las

longitudes de onda de luz más cortas son fuertemente absorbidas por la melanina, mientras que el agua absorbe la luz en los rangos ultravioleta e infrarrojo (IR) más largos. Por lo tanto, la luz roja y la luz infrarroja cercana se utilizan típicamente como fuentes de luz en los sensores PPG. Recientemente, los dispositivos PPG de longitud de onda verde se han vuelto cada vez más populares debido a sus grandes variaciones de intensidad en la modulación que se observan durante el ciclo cardíaco [39, 40, 41, 42].

### 5.2.1. Bases de Procesamiento de Señales Biomédicas

El procesamiento digital de señales constituye una etapa fundamental en el análisis de señales biomédicas, en particular de la señal fotopletismográfica, debido a su susceptibilidad al ruido, artefactos de movimiento y variaciones fisiológicas. Para garantizar una estimación confiable de los parámetros cardiovasculares de interés, es necesario aplicar técnicas matemáticas y computacionales que permitan filtrar, modelar y extraer características relevantes de la señal adquirida.

En esta sección con base en [43], se presentan los fundamentos teóricos de las herramientas de procesamiento digital de señales empleadas en el desarrollo del sistema propuesto, incluyendo los conceptos de convolución, transformada Z, filtrado digital y análisis basado en derivadas. Estos elementos proporcionan el soporte teórico para el diseño e implementación de los algoritmos utilizados en el acondicionamiento y análisis de la señal PPG, asegurando su adecuada interpretación y posterior estimación de la presión arterial.

#### 5.2.1.1. Convolución

La convolución se define como la respuesta de un sistema de tiempo discreto a una excitación arbitraria puede expresarse en términos de la respuesta al impulso del sistema. Este enfoque permite describir el comportamiento dinámico del sistema a partir de su reacción a una entrada elemental, lo que convierte a la respuesta al impulso en un descriptor central dentro del análisis de sistemas lineales.

Como se muestra en la ecuación (5.1), una excitación puede expresarse como una suma de señales, donde cada señal tiene solo un valor distinto de cero igual al valor en el que la señal sea igual a  $k$  (5.2). Este procedimiento consiste en descomponer cualquier señal discreta en una combinación ponderada de impulsos desplazados en el tiempo.

$$x(nT) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x_k(nT) \quad (5.1)$$

$$x_k(nT) = \begin{cases} x(kT), & \text{sin} = k \\ 0, & \text{en otro caso.} \end{cases} \quad (5.2)$$

La relación entre una señal y su respuesta al impulso (5.3) define la caracterización y el análisis de sistemas de tiempo discreto y se conoce como suma de convolución. En términos prácticos,

la convolución determina cómo un sistema LTI transforma una entrada arbitraria, integrando los efectos del peso de cada muestra de la señal y el retardo temporal asociado. Esto permite evaluar la evolución temporal del sistema y predecir su salida frente a cualquier estímulo.

$$x(nT) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} x(nT)\delta(nT - kT) \quad (5.3)$$

La suma de convolución desempeña un papel fundamental en la aplicación de la transformación  $Z$  a sistemas de tiempo discreto, y las suposiciones hechas aquí al derivar la suma de convolución, a saber, que el sistema es lineal e invariante en el tiempo, se convierten en suposiciones heredadas para la aplicabilidad de la transformada  $Z$  a sistemas de tiempo discreto. En consecuencia, la convolución facilita el análisis temporal y establece el puente hacia el dominio transformado, donde la operación se simplifica mediante productos algebraicos. Esto constituye la base teórica para el diseño, estudio y simulación de filtros digitales, así como para la implementación eficiente de algoritmos de procesamiento de señales.

### 5.2.1.2. Transformada $Z$

La transformada  $Z$  es una herramienta fundamental en el procesamiento digital de señales que permite analizar y modelar sistemas en tiempo discreto mediante representaciones algebraicas. En este contexto, la transformada  $Z$  se emplea principalmente para el análisis y diseño de filtros digitales, así como para la formulación de ecuaciones en diferencias que describen el comportamiento del sistema. A diferencia de la transformada de Fourier, que se utiliza para el análisis espectral de señales, la transformada  $Z$  resulta especialmente adecuada para el estudio de sistemas discretos lineales e invariantes en el tiempo, ya que permite evaluar propiedades como la estabilidad, la causalidad y la respuesta en frecuencia a partir de la ubicación de polos y ceros en el plano complejo. En la práctica, las señales y sistemas de interés pueden representarse mediante funciones racionales de la variable compleja  $z$  como en (5.4), lo que simplifica el análisis matemático y facilita la implementación computacional. Esta representación es clave para el diseño de filtros digitales de tipo IIR, cuyos coeficientes se obtienen a partir de la función de transferencia en el dominio  $Z$  y se implementan posteriormente mediante ecuaciones en diferencias.

$$X(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(nT)z^{-n} \quad (5.4)$$

De este modo, la transformada  $Z$  proporciona el marco teórico que conecta el modelo matemático del filtro con su implementación digital, permitiendo el procesamiento eficiente de la señal PPG y la atenuación de componentes no deseados antes de la extracción de características.

### 5.2.1.3. Filtros Digitales

Un filtro digital es un sistema en tiempo discreto que procesa una señal muestreada para modificar su contenido espectral de acuerdo con una función de transferencia previamente definida. Su operación se basa en algoritmos que combinan muestras actuales y pasadas de la señal de entrada  $y$ , en ciertos casos, muestras previas de la salida, permitiendo realizar operaciones como atenuación de ruido, realce de componentes de interés y diferenciación numérica.

En el procesamiento de señales fisiológicas, los filtros digitales resultan fundamentales para eliminar interferencias de baja y alta frecuencia, artefactos por movimiento y componentes no asociados a la señal. La implementación digital permite un control preciso de las características del filtro, así como su adaptación a las restricciones computacionales de sistemas embebidos.

Desde el punto de vista funcional, la salida de un filtro digital se obtiene mediante una ecuación en diferencias que relaciona las muestras de entrada y salida como muestra la Figura 5.1, definida por un conjunto de coeficientes característicos del filtro. Esta formulación permite implementar estructuras tanto de tipo no recursivo como recursivo, siendo estas últimas ampliamente utilizadas cuando se requiere una mayor eficiencia computacional.

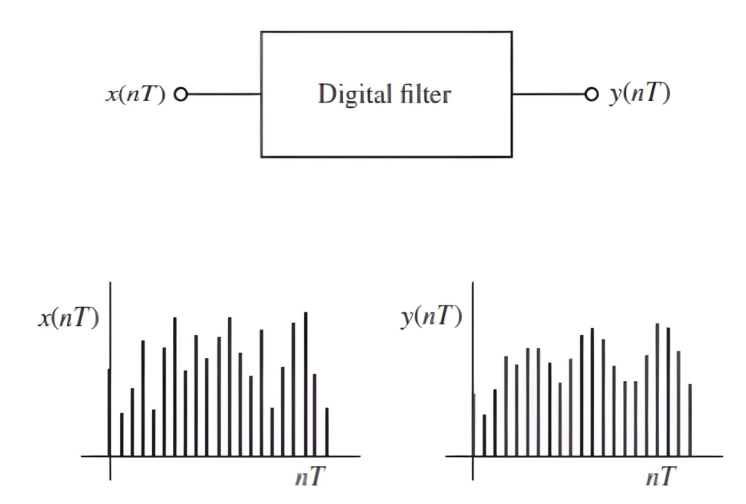


Figura 5.1: Esquema de un Filtro Digital: Entrada  $x(nT)$  y Salida  $y(nT)$

La diferenciación numérica puede interpretarse como un caso particular de filtrado digital, ya que el cálculo de la derivada de una señal discreta implica la aplicación de un operador que enfatiza los cambios rápidos de la señal.

La implementación de filtros digitales está condicionada por la frecuencia de muestreo y la capacidad de procesamiento disponible. A medida que la frecuencia de muestreo aumenta, el tiempo de cálculo por muestra se reduce, lo que impone límites a la complejidad del algoritmo. Por esta razón, el diseño del filtro debe equilibrar desempeño, estabilidad y eficiencia computacional, garantizando un

funcionamiento confiable en tiempo real.

#### 5.2.1.4. Filtros IIR

Un filtro digital de respuesta al impulso infinita (IIR) es un sistema recursivo en tiempo discreto cuya salida en un instante determinado depende tanto de muestras presentes y pasadas de la señal de entrada como de muestras pasadas de la propia salida como ilustra la Figura 5.4. Este comportamiento se describe mediante una ecuación en diferencias, las cuales relacionan un término de una sucesión con sus términos anteriores, que incorpora términos de retroalimentación, lo que confiere al sistema su carácter recursivo (5.5).

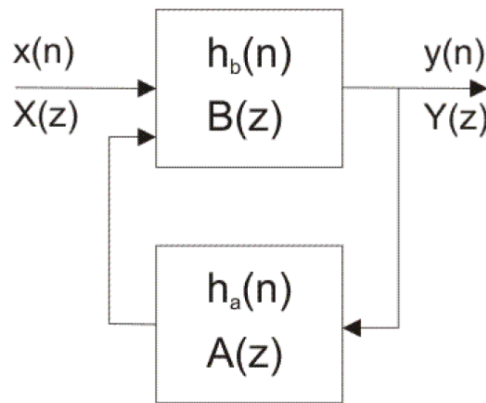


Figura 5.2: Esquema de un Filtro IIR

$$y(nT) = \sum_{i=-K}^M a_i x(nT - iT) - \sum_{i=1}^N b_i y(nT - iT) \quad (5.5)$$

El orden de un filtro IIR está determinado por el mayor retardo presente en los términos de entrada o salida de la ecuación en diferencias y se relaciona directamente con la complejidad computacional y la selectividad en frecuencia del filtro. La presencia de realimentación permite a los filtros IIR alcanzar respuestas en frecuencia altamente selectivas con un número reducido de coeficientes, lo que resulta especialmente ventajoso en sistemas embebidos con recursos limitados.

Desde el punto de vista matemático, la función de transferencia de un filtro IIR se expresa como una relación racional de polinomios en la variable  $z$ , lo que facilita el análisis de su estabilidad y comportamiento en frecuencia mediante el estudio de polos y ceros en el plano  $z$ . Para que un filtro IIR sea estable y causal, es necesario que todos sus polos se encuentren estrictamente dentro del círculo unitario y que el grado del polinomio del numerador no exceda el del denominador.

El diseño de filtros IIR suele abordarse mediante métodos indirectos, en los que una función de transferencia analógica que cumple ciertas especificaciones es transformada al dominio digital me-

dianete técnicas de discretización, o mediante métodos directos basados en optimización en el dominio digital. En aplicaciones biomédicas, los filtros IIR son ampliamente utilizados debido a su eficiencia computacional, siempre que la no linealidad de fase no comprometa la información temporal relevante.

### 5.2.2. Derivada de una señal

La derivada de una función describe la variación local de una magnitud respecto a su variable independiente y, en el contexto del análisis de señales, representa la pendiente instantánea de la señal en cada punto del tiempo. Desde una interpretación geométrica, la derivada en un punto corresponde a la pendiente de la recta tangente a la curva que describe la señal, lo cual permite caracterizar su comportamiento dinámico.

Para una señal continua  $y = f(t)$ , la derivada  $dy/dt$  cuantifica la velocidad de cambio de la amplitud de la señal, como se ilustra en la Figura 5.3. En el caso de señales muestreadas, esta operación se implementa mediante aproximaciones numéricas, en las cuales la derivada se estima a partir de diferencias entre muestras consecutivas. Dichas aproximaciones conservan la interpretación geométrica de la pendiente, permitiendo analizar el crecimiento, decrecimiento o estabilidad local de la señal. [44]

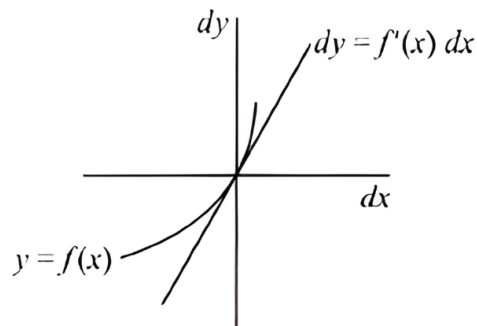


Figura 5.3: Representación de una derivada como la recta tangente a la curva

El análisis de la derivada permite identificar regiones donde la pendiente cambia de signo, como se muestra en la Figura 5.4. Este fenómeno se asocia directamente con la presencia de extremos locales en la señal original. En particular, un cambio de pendiente de positiva a negativa indica la ocurrencia de un máximo relativo, mientras que un cambio de pendiente de negativa a positiva corresponde a un mínimo relativo. En los puntos donde la pendiente se anula, la señal alcanza un valor extremo, siempre que exista un cambio de signo en la derivada.

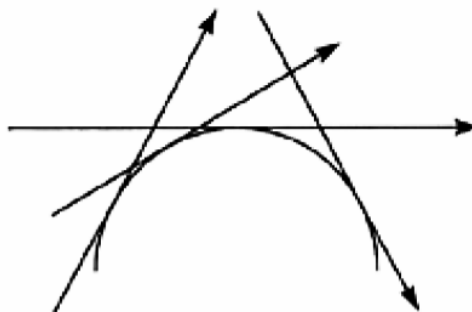


Figura 5.4: Cambios en la dirección de una pendiente a través de una curva

### 5.3. Trabajos Relacionados

Estudios recientes sobre la monitorización no invasiva de la presión arterial (PA) se han centrado en técnicas basadas en fotopletismografía (PPG), integrando métodos avanzados de procesamiento de señales para mejorar la precisión y reducir los artefactos de ruido. Muchos enfoques dependen de algoritmos adaptativos y mejoras en el hardware para superar las limitaciones de las técnicas tradicionales de medición de PA.

Wei Shi et al. [45] propusieron un sensor PPG de un solo canal con un algoritmo de filtrado de Kalman adaptativo y una estructura de matriz de 4 LED para mejorar la estimación de la PA. El estudio introdujo un sustrato flexible de polidimetilsiloxano (PDMS) combinado con una estructura de electrodo serpentina de doble capa, con el objetivo de reducir los artefactos de movimiento (MA) y mejorar la estabilidad de la señal. El modelo demostró una alta precisión, con un error medio de  $-0.06$  mmHg para la presión sistólica (SBP) y  $0.19$  mmHg para la presión diastólica (DBP), cumpliendo con los estándares de la AAMI y la clasificación Grado A de la BHS. Sin embargo, presenta limitaciones como una muestra pequeña y no representativa de adultos jóvenes sanos (20-30 años) y susceptibilidad a interferencias ambientales, como la luz ambiental y las derivadas de la línea base, lo que requiere técnicas adicionales de supresión de ruido.

Rajeev Kumar Pandey et al. [46] desarrollaron un sistema de lectura de PPG basado en procesamiento de señal analógico (ASP) para la medición de la PA, integrando un circuito de detección de picos diastólico-sistólico y un contador para estimar la PA en tiempo real. El sistema emplea un amplificador de ganancia variable para compensar las variaciones en el tejido cutáneo y el color de la piel. En su lugar, estima la PA a partir del tiempo de tránsito de pulso reflejado (RPTT) medido en la arteria de la muñeca. El sistema mantiene un error dentro del rango de  $\pm 8$  mmHg, cumpliendo con los estándares de la AAMI. No obstante, su dependencia de una calibración inicial mediante un dispositivo de referencia (OMRON) y su falta de adaptabilidad a variaciones fisiológicas individuales destacan áreas de mejora potencial, como la integración de modelos de aprendizaje automático para aumentar la precisión y adaptabilidad.

J. Kim et al. [47] evaluaron la precisión del CART-I Plus, un dispositivo portátil tipo anillo disponible comercialmente para la medición de la presión arterial sin manguito, que mide señales de PPG en la falange proximal y transmite los datos de forma inalámbrica a un teléfono inteligente. Este enfoque ofrece una solución innovadora para la monitorización continua y sin restricciones de la PA. Los resultados del estudio mostraron un rango de error para la SBP de -11.41 a 11.72 mmHg y para la DBP de -0.26 a 9.10 mmHg. Sin embargo, al analizar los datos por sujeto, el error se redujo a  $\pm 7$  mmHg para SBP y  $\pm 6$  mmHg para DBP, acercándose a los estándares clínicos aceptables.

En otro estudio, P. Yao et al. [48] propusieron un modelo de red neuronal artificial (RNA) basado en la combinación de características demográficas y PPG para la predicción continua de la PA. El sistema emplea un filtro Butterworth de paso banda para reducir el ruido y un método de extracción de picos adaptativo para mejorar la precisión en la detección de características. Posteriormente, estas características se combinan y se introducen en una RNA entrenada con el algoritmo Scaled Conjugate Gradient (SCG) para la estimación de la PA. Los resultados mostraron una precisión del 75-80 %, con errores menores o iguales a  $\pm 5$  mmHg, cumpliendo con los estándares ESH-IP2. Sin embargo, la señal PPG se vio afectada por características individuales como el color de piel, el IMC, la edad y el género. Además, la luz ambiental y las variaciones en la presión ejercida sobre la piel introdujeron ruido en la señal, lo que sugiere la necesidad de mejorar la eliminación de valores atípicos y el uso de sensores de aceleración para mitigar los efectos de movimiento.

Asif Khair et al. [49] exploraron un sistema para la medición de la PA sin brazalete, utilizando el sensor MAX30100. Utilizando dos conjuntos de datos, uno que combina las técnicas de PPG y ECG, y otro que se basa exclusivamente en PPG, se emplearon los datos obtenidos para el entrenamiento de un modelo de regresión lineal. Los resultados indicaron errores de hasta  $\pm 7$  mmHg en la presión diastólica y sistólica en el dataset combinado y de  $\pm 6$  mmHg en la presión sistólica y  $\pm 4$  mmHg en la diastólica en el dataset basado solo en PPG. Sin embargo, el modelo de regresión lineal mostró mayor variabilidad en los resultados (hasta  $\pm 15$  mmHg en SBP y  $\pm 10$  mmHg en DBP). Además, el dispositivo requiere condiciones controladas para realizar mediciones precisas, lo que limita su aplicabilidad en la vida diaria.

Finalmente, Wenjing Liu et al. [50] propusieron un sensor PPG flexible y portátil basado en una estructura serpentín de doble capa sobre un sustrato de PDMS, combinado con ECG para mejorar la precisión. Se implementaron modelos de estimación de PA mediante regresión lineal univariada, binaria y un filtro de Kalman. Este último mostró los mejores resultados, con errores promedio (MAE $\pm$ STD) de hasta  $2.94\pm 2.35$  mmHg en la presión sistólica y  $3.41\pm 2.94$  mmHg en la diastólica. Sin embargo, el estudio se realizó en individuos sanos y bajo condiciones controladas, lo que limita su aplicabilidad en pacientes con hipertensión o enfermedades cardiovasculares.



# Materiales y Métodos

## 6.1. Descripción general del proceso

Se desarrolló un sistema portátil para el monitoreo continuo de la presión arterial basado en fotopletismografía, conformado por etapas de adquisición de señal, procesamiento, estimación de los valores de presión arterial, transmisión de datos vía conexión inalámbrica hacia un dispositivo móvil y alimentación eléctrica del sistema (véase Figura 6.1). El proceso metodológico se estructuró en fases secuenciales que comprendieron el análisis y selección de los sensores, el diseño del sistema electrónico y físico, la implementación e integración del sistema y, finalmente, la validación funcional del prototipo..

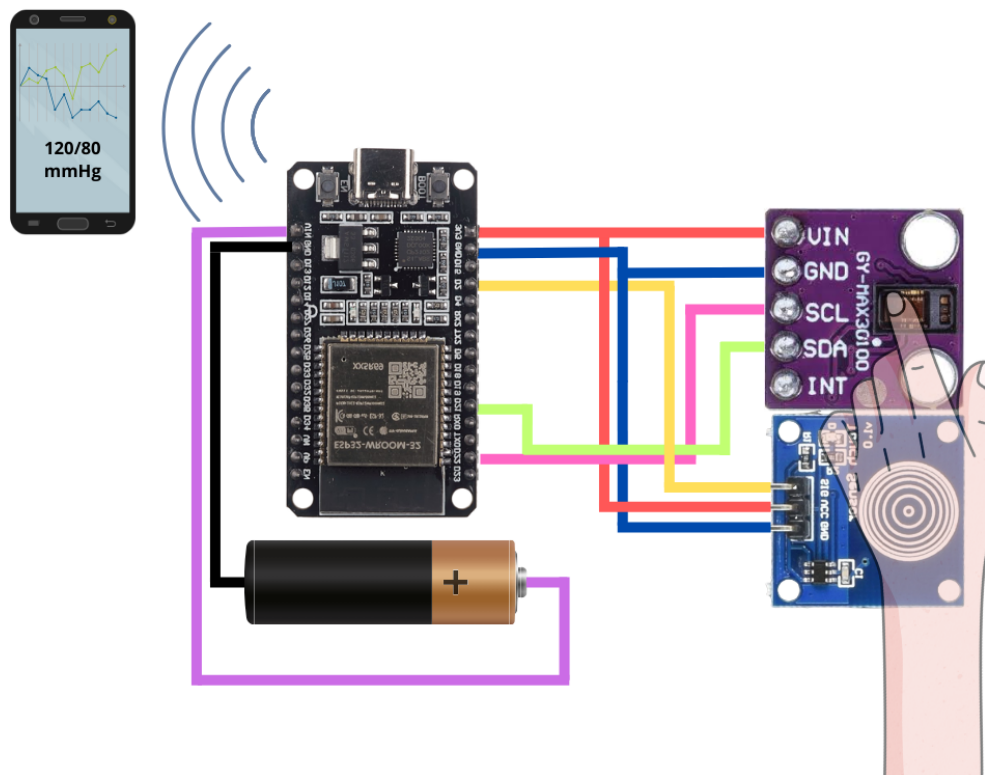


Figura 6.1: Diseño preliminar del sistema portátil para el monitoreo de la presión arterial.

## 6.2. Desarrollo del proyecto

### 6.2.1. Selección de sensores

La fotopletismografía (PPG) es una técnica óptica de pletismografía utilizada para detectar variaciones en el volumen sanguíneo mediante la interacción de un haz de luz con el tejido. El sistema se compone fundamentalmente de una fuente emisora (LED) capaz de iluminar el tejido, y un fotodiodo que recibe la luz transmitida o reflejada y convierte sus variaciones en una señal eléctrica proporcional al cambio volumétrico. La medición se realiza mediante contacto directo con la piel y puede implementarse en dos configuraciones: modo de transmisión, donde la luz atraviesa el tejido y el fotodiodo se ubica en el lado opuesto, y modo de reflexión, donde ambos elementos se sitúan adyacentes sobre la superficie cutánea. En la Figura 6.2 se ilustran ambos modos de operación [51].

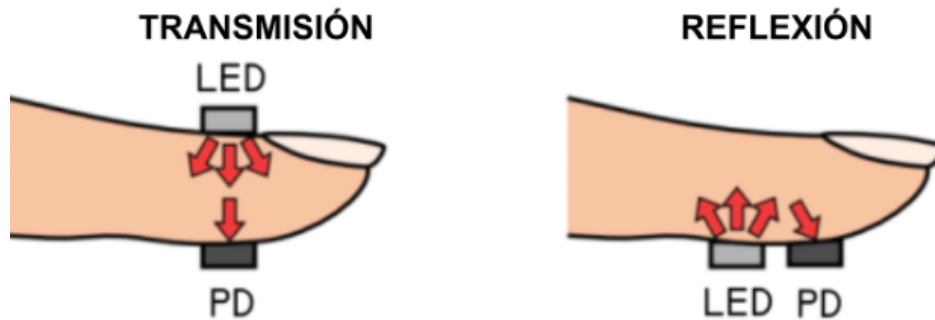


Figura 6.2: Configuraciones de medición en fotopletismografía: transmisión y reflexión.[1]

Para la selección del sensor óptico destinado a la adquisición de la señal fisiológica, se realizó una revisión sistemática de los principales parámetros técnicos y de usabilidad asociados a sensores PPG, entre los que se incluyen la longitud de onda de emisión, la intensidad luminosa, el consumo de corriente, el tiempo de respuesta, las dimensiones físicas, el área activa del fotodetector, la corriente oscura, el ángulo de emisión, el costo, la precisión, la resolución, la sensibilidad, la interfaz de comunicación y la compatibilidad con microcontroladores. Con base en este análisis como se muestra en la Sección 6.2.2, se definió un conjunto de parámetros técnicos y de usabilidad que orientaron el proceso de selección y que posteriormente fueron integrados en una matriz de decisión.

### 6.2.2. Lista de sensores ópticos

#### 6.2.2.1. Fotodiodo y LED

Como se describe en la Sección 6.2.1, la señal fotopletismográfica se obtiene mediante un LED emisor de luz que atraviesa el tejido y es captada por un fotodiodo. En este contexto, un fotodiodo de disponibilidad comercial, como el BPW34, puede combinarse con diferentes tipos de LED para conformar un sensor con variables. En el Cuadro 6.1 se presenta la comparación de estas combinaciones con cuatro LED elegido en base a su compatibilidad con el fotodiodo en términos de longitud de

onda, intensidad luminosa, ángulo de emisión y área activa.

Cuadro 6.1: Comparación de combinaciones de fotodiodo BPW34 con diferentes fuentes LED

| Característica             | VSMD66694 + BPW34       | LI10-0940050200000 + BPW34 | SML-P14R3WT86 + BPW34 | TSAL6102 + BPW34   |
|----------------------------|-------------------------|----------------------------|-----------------------|--------------------|
| Tipo                       | Reflejado o transmitido | Reflejado o transmitido    | Reflejado             | Transmitido        |
| Longitud de onda           | 660 / 940 nm            | 850 / 940 nm               | 920-960 nm            | 940 nm             |
| Intensidad luminosa        | 161 mW / 119 mW         | 1350 mW / 1450 mW          | 1.8-4.5 mW/sr         | 220 mW/sr          |
| Corriente LED              | 70 mA                   | 1.5 A                      | 50 mA                 | 100 mA             |
| Precio                     | 110.000 COP             | 54.708 COP                 | 35.310 COP            | 62.000 COP         |
| Tiempo de respuesta FD     | 100 ns                  | 100 ns                     | 100 ns                | 100 ns             |
| Dimensiones FD             | 5.4 × 4.3 × 3.2 mm      | 5.4 × 4.3 × 3.2 mm         | 5.4 × 4.3 × 3.2 mm    | 5.4 × 4.3 × 3.2 mm |
| Dimensiones LED            | 2 × 2 × 0.87 mm         | 3.7 × 3.7 × 3.4 mm         | 1.0 × 0.6 × 0.2 mm    | 5 × 7 × 5 mm       |
| Disponibilidad en Colombia | No                      | No                         | No                    | No                 |
| Costo de envío             | 37.472 COP              | 31.000 COP                 | 250.000 COP           | 15.000 COP         |
| Tiempo de entrega          | 10 días                 | 30 días                    | 5 días                | 30 días            |

### 6.2.2.2. Sensores integrados:

En la Tabla 6.2 se presentan cuatro sensores ópticos integrados, junto con sus principales características. Estos sensores incorporan tanto el fotodiodo como el LED en un solo módulo.

Cuadro 6.2: Comparación de sensores ópticos PPG integrados y no integrados

| Característica             | MAX30100         | MAX30102         | MAX86141         | KY-039             |
|----------------------------|------------------|------------------|------------------|--------------------|
| Tipo                       | Reflejado        | Reflejado        | Reflejado        | Transmitido        |
| Longitudes de onda         | 620 / 940 nm     | 620 / 940 nm     | 450 / 940 nm     | 810 / 940 nm       |
| Resolución                 | 14 bits          | 18 bits          | 19 bits          | No definida        |
| Sensibilidad               | Estándar         | Muy alta         | Muy alta         | Estándar           |
| Tiempo de respuesta        | 900 ns           | 900 ns           | 500 ns           | 100 ms             |
| Salida                     | Digital          | Digital          | Digital          | Analógica          |
| Consumo de energía         | 600 $\mu$ A      | 600 $\mu$ A      | 10 $\mu$ A       | 8 mA               |
| Dimensiones                | 14 × 14 × 1.6 mm | 14 × 14 × 1.6 mm | 2 × 1.8 × 0.4 mm | 18.6 × 15 × 1.6 mm |
| Costo                      | 261.800 COP      | 24.000 COP       | 59.543 COP       | 7.227 COP          |
| Disponibilidad en Colombia | Sí               | Sí               | No               | Sí                 |
| Costo de envío             | 23.800 COP       | 12.000 COP       | 374.956 COP      | 30.000 COP         |
| Tiempo de entrega          | 7 días           | 1 día            | 4 días           | 5 días             |

### 6.2.3. Características técnicas y de usabilidad

El análisis del conjunto de sensores permite identificar características técnicas y de usabilidad que influyen en el diseño del sistema de monitoreo de presión arterial basado en PPG. Cada característica se pondera en una escala de 1 a 3 según su relevancia dentro de la matriz de decisión presentada en la siguiente sección.

#### 6.2.3.1. Características técnicas

**Tipo de sensor:** Los sensores pueden operar en modo de transmisión o de reflexión. En el primero, el LED emite luz que atraviesa el tejido y es captada por el fotodiodo en el extremo opuesto; en el segundo, ambos elementos se encuentran en la misma cara del tejido, permitiendo una captación por reflexión. Dado que el tipo de sensor condiciona parcialmente el diseño físico y las zonas anatómicas disponibles para la medición, se le asigna un ponderado de 1. Se favorece aquel que proporcione mayor flexibilidad de implementación.

**Longitud de onda (nm):** Condiciona la profundidad de penetración de la luz en el tejido. Los sensores emplean luz verde (450–570 nm), roja (620–750 nm) o infrarroja (810–940 nm), entre ellas, la luz infrarroja presenta una mayor penetración y produce señales de amplitud superior, aunque es más sensible a interferencias externas [52]. Esta característica recibe un ponderado de 3, se favorece aquel que proporcione mayor longitud de onda o un rango más amplio.

**Tiempo de respuesta (ns):** Corresponde al tiempo requerido para registrar cambios en la luz captada por el fotodiodo. Un tiempo de respuesta reducido permite obtener una forma de onda PPG de mayor fidelidad en la detección del pulso. Por ello se asigna un ponderado de 2, favoreciendo sensores con tiempos menores.

**Intensidad luminosa (mW):** La intensidad emitida afecta directamente la amplitud de la señal PPG. Intensidades elevadas aumentan la señal pero incrementan el consumo y pueden saturar el fotodiodo; intensidades bajas generan señales débiles susceptibles al ruido. Esta característica posee un ponderado de 2, favoreciendo sensores con mayor capacidad luminosa y, preferentemente, con control integrado de intensidad.

**Resolución (bits):** Detecta cambios de intensidad en la luz reflejada. Una mayor resolución permite detectar pulsos débiles asociados a la segunda cresta del ciclo PPG, parámetro clave para el cálculo de la presión arterial. Se asigna un ponderado de 3, priorizando sensores de mayor resolución.

**Sensibilidad:** Define la relación entre la variación óptica de entrada y la señal eléctrica de salida. Una sensibilidad elevada facilita la detección de cambios sutiles, aunque puede incrementar la susceptibilidad al ruido. Esta característica obtiene un ponderado de 2, priorizando sensores de mayor sensibilidad.

**Tipo de salida:** Las salidas analógicas permiten un filtrado más flexible pero son vulnerables al ruido; las salidas digitales mejoran la robustez pero limitan el procesamiento directo. Esta característica obtiene un ponderado de 1, privilegiando sensores con salida digital.

**Consumo de corriente (A):** El consumo determina la autonomía del sistema portátil y condiciona el diseño del módulo de alimentación. Se asigna un ponderado de 2, favoreciendo sensores de bajo consumo.

### 6.2.3.2. Características de usabilidad

**Dimensiones:** Delimita la forma de implementación del sistema y su adaptabilidad a las dimensiones corporales del usuario. Un sensor compacto facilita su colocación sobre la piel y mejora la estabilidad de contacto. Se asigna un ponderado de 3, privilegiando sensores de menor tamaño y los no integrados que permiten configuraciones más versátiles.

**Facilidad de integración al sistema:** Determina la facilidad de montaje del sensor al sistema de Presión Arterial. Incluye el número de conexiones, la complejidad del montaje y la facilidad de encapsulación en el diseño físico y PCB. Debido a su impacto en el proceso de construcción, recibe un ponderado de 3, favoreciendo sensores con integración simplificada.

**Costo:** Permite evaluar la viabilidad de disponer de sensores de repuesto. No obstante, los costos bajos pueden comprometer la calidad de la señal. Se asigna un ponderado de 2, priorizando opciones más económicas sin comprometer el desempeño.

**Disponibilidad comercial:** Considera disponibilidad a nivel nacional, tiempos de entrega, costos de envío y facilidad de reposición. Dado el tiempo limitado del proyecto, recibe un ponderado de 3, privilegiando sensores de rápida adquisición.

### 6.2.4. Comparación entre sensores

Con base en las características descritas, se compararon los sensores listados utilizando una escala de 1 a 5 siguiendo los criterios establecidos. En la Tabla 6.3 se presenta la evaluación de cuatro sensores no integrados. En este caso, las características de resolución y sensibilidad no aplican, pues dependen de la electrónica de procesamiento y no pueden extraerse directamente de las hojas de datos. La facilidad de integración se determinó según el número de conexiones del LED y la experiencia previa en su implementación con el fotodiodo.

Cuadro 6.3: Evaluación ponderada de combinaciones LED + fotodiodo BPW34

| Característica            | Ponderado  | VSMD666<br>-94 +<br>BPW34 | L1I0094 -<br>0050200000<br>+ BPW34 | SMLP14R<br>-3WT86 +<br>BPW34 | TSAL6102<br>+ BPW34 |
|---------------------------|------------|---------------------------|------------------------------------|------------------------------|---------------------|
| Tipo                      | 1          | 5                         | 5                                  | 4                            | 3                   |
| Longitud de onda (nm)     | 3          | 5                         | 4                                  | 5                            | 4                   |
| Tiempo de respuesta (ns)  | 2          | 5                         | 5                                  | 5                            | 5                   |
| Intensidad luminosa (mW)  | 2          | 2                         | 5                                  | 1                            | 4                   |
| Tipo de salida            | 1          | 5                         | 5                                  | 5                            | 5                   |
| Consumo de energía (A)    | 2          | 4                         | 1                                  | 5                            | 3                   |
| Dimensiones               | 3          | 4                         | 2                                  | 5                            | 1                   |
| Facilidad de integración  | 3          | 2                         | 3                                  | 2                            | 4                   |
| Costo                     | 2          | 1                         | 3                                  | 5                            | 3                   |
| Disponibilidad comercial  | 3          | 3                         | 2                                  | 1                            | 2                   |
| <b>Calificación final</b> | <b>N.A</b> | <b>76</b>                 | <b>71</b>                          | <b>80</b>                    | <b>71</b>           |

Frente al resultado de la Tabla 6.3, Se establece que la combinación del LED SML-P14R3WT86 y el fotodiodo BPW34 es la alternativa más adecuada dentro de la clasificación de sensores no integrados para las necesidades del proyecto. Para los sensores integrados de la Tabla 6.4, la facilidad de integración se definió considerando el número de conexiones del módulo y la experiencia en la implementación de este tipo de dispositivos.

Cuadro 6.4: Evaluación ponderada de sensores ópticos integrados

| Característica           | Ponderado | MAX30100 | MAX30102 | MAX86141 | KY-039 |
|--------------------------|-----------|----------|----------|----------|--------|
| Tipo                     | 1         | 5        | 5        | 5        | 3      |
| Longitud de onda (nm)    | 3         | 4        | 4        | 5        | 3      |
| Tiempo de respuesta (ns) | 2         | 4        | 4        | 5        | 2      |
| Intensidad luminosa (mW) | 2         | 5        | 5        | 5        | 5      |
| Resolución (bits)        | 3         | 3        | 4        | 5        | 1      |
| Sensibilidad             | 2         | 3        | 5        | 5        | 3      |
| Tipo de salida           | 1         | 5        | 5        | 5        | 3      |
| Consumo de energía (A)   | 2         | 1        | 4        | 3        | 5      |
| Dimensiones              | 3         | 1        | 4        | 3        | 5      |

|                           |          |           |            |            |            |
|---------------------------|----------|-----------|------------|------------|------------|
| Facilidad de integración  | 3        | 4         | 4          | 4          | 5          |
| Costo                     | 2        | 1         | 4          | 3          | 5          |
| Disponibilidad comercial  | 3        | 4         | 5          | 1          | 4          |
| <b>Calificación final</b> | <b>X</b> | <b>86</b> | <b>117</b> | <b>106</b> | <b>100</b> |

Frente al resultado del Cuadro 6.4, se determina que el sensor MAX30102 es la opción más apropiada dentro de la categoría de sensores integrados. Para la comparativa entre el sensor no integrado seleccionado y el sensor integrado evaluado en la Tabla 6.5, se asignó una escala de 1 a 2 para cada característica. No se incluyeron las características de resolución y sensibilidad, dado que no pueden extraerse directamente de las hojas de datos del sensor no integrado.

Cuadro 6.5: Comparación final entre sensores ópticos seleccionados

| Característica            | Ponderado  | SML-P14R3WT86 + BPW34 | MAX30102  |
|---------------------------|------------|-----------------------|-----------|
| Tipo                      | 1          | 2                     | 2         |
| Longitud de onda (nm)     | 3          | 1                     | 2         |
| Tiempo de respuesta (ns)  | 2          | 2                     | 1         |
| Intensidad luminosa (mW)  | 2          | 1                     | 2         |
| Tipo de salida            | 1          | 1                     | 2         |
| Consumo de energía (A)    | 2          | 1                     | 2         |
| Dimensiones               | 3          | 2                     | 1         |
| Facilidad de integración  | 3          | 1                     | 2         |
| Costo                     | 2          | 1                     | 2         |
| Disponibilidad comercial  | 3          | 1                     | 2         |
| <b>Calificación final</b> | <b>N.A</b> | <b>28</b>             | <b>39</b> |

Frente a los resultados presentados en la Tabla 6.5, se determina que el sensor MAX30102 es el más apropiado para el desarrollo del proyecto, al evidenciar un desempeño superior en términos de precisión, estabilidad y facilidad de integración dentro del sistema propuesto.

En conjunto, los análisis realizados en las Tablas 6.3, 6.4 y 6.5 permiten identificar que el MAX30102 ofrece el mejor equilibrio entre los parámetros técnicos, los criterios de usabilidad y las restricciones prácticas del diseño. A partir de esta elección, se establecen las condiciones necesarias para avanzar en el diseño del sistema de procesamiento, la definición de la arquitectura general del dispositivo en la Sección 6.3.

## 6.3. Diseño del sistema portátil basado en PPG

### 6.3.1. Requerimientos del sistema de diseño

El sistema se diseñó considerando una serie de requerimientos funcionales, eléctricos y de comunicación que garantizan la correcta adquisición, procesamiento y transmisión de los datos fisiológicos. A continuación, se describen los principales requerimientos establecidos para cada módulo del dispositivo.

1. **Sensor fotoplestímetro:** El sensor óptico debe ser capaz de detectar variaciones en el flujo sanguíneo capilar utilizando luz infrarroja y roja bajo un principio de medición reflexiva. Este componente debe garantizar una alta sensibilidad para captar los cambios pulsátiles, mantener un bajo nivel de ruido óptico y ofrecer estabilidad frente a interferencias lumínicas externas, con el fin de obtener una señal fotoplestímetro limpia y confiable.

Asimismo, el sensor debe operar con bajo consumo energético, ser compatible con la interfaz digital I<sup>2</sup>C para permitir una transmisión de datos estable hacia la unidad de procesamiento y presentar dimensiones reducidas que faciliten su integración en el diseño físico del dispositivo sin comprometer la comodidad ni la portabilidad del sistema. Adicionalmente, es necesario que el sensor sea asequible y de fácil adquisición, de manera que su incorporación resulte viable dentro del desarrollo del sistema y permita futuras repeticiones o mejoras del prototipo.

2. **Microcontrolador:** El microcontrolador constituye el núcleo del sistema y debe garantizar la capacidad de procesamiento digital, gestión de la comunicación inalámbrica y control de periféricos de forma eficiente. Se requiere que posea una velocidad de procesamiento suficiente para ejecutar en tiempo real las rutinas de adquisición de señal, filtrado digital, aplicación de modelos matemáticos predictivos y transmisión de datos sin pérdida de información. Debe incluir un módulo de conectividad Wi-Fi integrado, que permita la comunicación continua con la plataforma de visualización, y disponer de memoria suficiente para almacenar el código del firmware y los datos temporales del sistema.

Asimismo, su diseño debe priorizar el bajo consumo energético, la estabilidad de conexión y la disponibilidad de pines para la interconexión con el sensor, el sistema de activación y el módulo de alimentación. El correcto desempeño del microcontrolador asegura la sincronización entre las etapas de captura, procesamiento y transmisión, garantizando la integridad y continuidad del monitoreo.

3. **Sistema de activación:** El sistema de activación debe permitir la puesta en marcha del dispositivo de manera sencilla y segura, evitando el uso de botones mecánicos que puedan deteriorarse con el tiempo. Para ello, se requiere un mecanismo de detección táctil o capacitiva que responda al contacto o proximidad del usuario, generando una señal lógica de control sin necesidad de aplicar fuerza física. Este sistema debe tener un bajo consumo en presentar una respuesta inmediata y mantener una alta confiabilidad frente a falsos activadores provocados por ruido eléctrico o interferencias externas. Su función es garantizar una activación práctica del sistema, mejorando la experiencia del usuario y reduciendo el desgaste mecánico del dispositivo.

4. **Sistema de alimentación:** El sistema de alimentación debe proporcionar de manera estable la energía necesaria para el funcionamiento continuo de todos los módulos electrónicos que conforman el dispositivo. La fuente de energía debe ser recargable y contar con una capacidad suficiente para garantizar una autonomía mínima de 20 horas de operación continua, incluso durante la transmisión activa de datos.

El módulo de carga debe ser compatible con el microcontrolador empleado en el sistema, permitiendo la correcta distribución del voltaje y la corriente hacia los diferentes componentes sin generar fluctuaciones que afecten su desempeño. Además, el diseño del sistema de alimentación debe mantener

dimensiones reducidas, de modo que pueda integrarse fácilmente dentro de la estructura del dispositivo sin comprometer su portabilidad ni su ergonomía.

El circuito de carga debe permitir la recuperación completa de la energía en un tiempo razonable, asegurando la operatividad continua del sistema entre ciclos de carga y descarga. Asimismo, debe incluir protecciones electrónicas integradas contra sobrecarga, sobredescarga y sobrecorriente, garantizando la seguridad eléctrica y prolongando la vida útil del conjunto.

La estabilidad del suministro eléctrico resulta esencial para mantener la precisión en la adquisición de la señal fotopleismográfica y evitar interrupciones en la transmisión de datos, asegurando un funcionamiento confiable del sistema durante el monitoreo continuo.

5. **Diseño físico y placa PCB:** El diseño físico del dispositivo debe garantizar la portabilidad, resistencia y ergonomía necesarias para su uso prolongado. La estructura debe ser compacta, ligera y permitir la disposición adecuada de los módulos electrónicos, asegurando la ventilación y disipación del calor generado durante la operación. Las placas de circuito impreso (PCB) deben diseñarse con trazados optimizados para minimizar interferencias eléctricas y ruidos entre señales analógicas y digitales, manteniendo una distribución ordenada que facilite el ensamblaje y el mantenimiento.

Además, los materiales utilizados en el sistema deben ofrecer aislamiento eléctrico, un acabado adecuado para el contacto con la piel o el entorno de uso biomédico. El cumplimiento de estos requerimientos estructurales garantiza la durabilidad y el correcto desempeño del sistema en condiciones reales de operación.

En conjunto, el cumplimiento de estos requerimientos garantiza la integración armónica entre las etapas de adquisición, procesamiento, alimentación, activación y visualización del sistema, permitiendo un desempeño estable y confiable durante el monitoreo continuo de la presión arterial. Cada módulo fue concebido para operar de manera coordinada, optimizando el uso de energía, reduciendo el riesgo de interferencias eléctricas y asegurando la precisión de los datos obtenidos. De esta forma, el diseño final del sistema no solo cumple con los principios de funcionalidad y eficiencia, sino que también asegura la viabilidad técnica y ergonómica necesaria para su aplicación en entornos biomédicos reales.

### 6.3.2. Diagrama de bloques

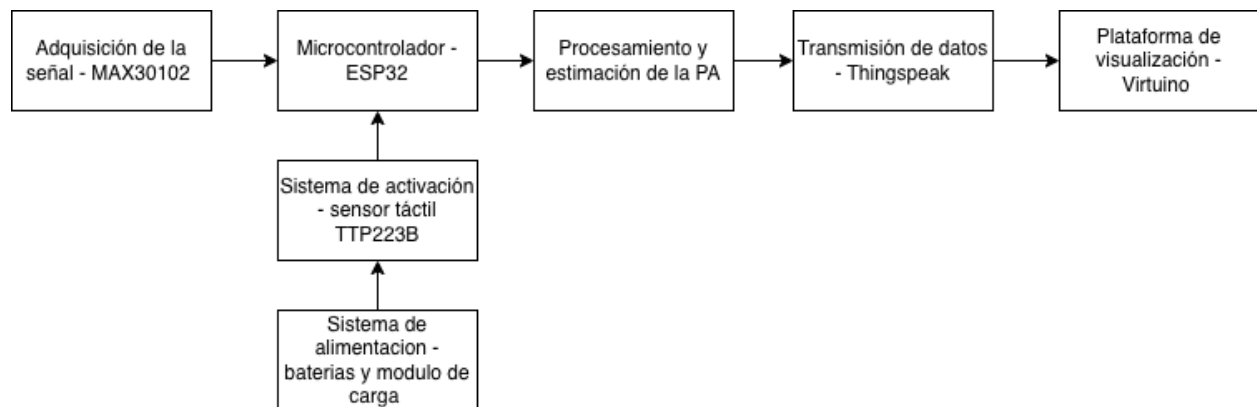


Figura 6.3: Diagrama de bloques del sistema

### 6.3.3. Etapas del sistema

#### 6.3.3.1. Adquisición de la señal PPG

La etapa de adquisición constituye el punto inicial del sistema y tiene como propósito captar las variaciones en el flujo sanguíneo capilar asociadas a los ciclos cardíacos. Esta señal (denominada señal fotopleletismográfica (PPG)) es la base para todas las etapas posteriores del procesamiento digital, la calibración y la estimación final de los parámetros hemodinámicos.

Para garantizar una adquisición continua, estable y adecuada para el análisis fisiológico, se implementaron tres elementos fundamentales del hardware: el sensor óptico MAX30102, el microcontrolador ESP32 encargado de digitalizar y registrar la señal cruda, y el módulo táctil TTP223B utilizado como sistema de activación.

#### 6.3.3.2. Sensor óptico MAX30102 [53]

Para la adquisición de la señal se empleó el sensor óptico MAX30102 (véase la Figura 6.4), un módulo integrado ampliamente utilizado en aplicaciones de fotopleletismografía debido a su alta sensibilidad y bajo consumo energético. El dispositivo integra dos emisores LED, uno en el espectro visible rojo (660 nm) y otro en el infrarrojo cercano (880 nm), junto con un fotodiodo receptor encargado de captar la luz reflejada por los tejidos biológicos.

Durante la adquisición, el usuario posiciona el dedo índice sobre el sensor, asegurando un contacto estable que reduce la influencia de la luz ambiental y de artefactos externos. El módulo opera con una tensión de alimentación de 3.3 V y establece la comunicación digital mediante la interfaz I<sup>2</sup>C, lo que facilita su integración con microcontroladores de bajo consumo.

Las dimensiones compactas del MAX30102 lo hacen adecuado para aplicaciones portátiles, mientras que su rango de operación térmica, comprendido entre -40 °C y 85 °C, garantiza un funcionamiento estable bajo condiciones ambientales variables. Estas características contribuyen a la fiabilidad del sistema en escenarios de monitoreo continuo.



Figura 6.4: Sensor MAX30102

#### 6.3.3.3. Microcontrolador ESP32 (Adquisición digital y transmisión de la señal cruda)[54]

El microcontrolador ESP32 (ver Figura 6.5) constituye el núcleo de procesamiento inicial del sistema, encargado de recibir la señal óptica captada por el sensor MAX30102, digitalizarla y transmitirla para su análisis

posterior.

Este módulo incluye:

- Memoria flash SPI de 4 MB
- Conectividad Wi-Fi y Bluetooth clásico/Bluetooth Low Energy (BLE)
- Amplia disponibilidad de pines de entrada/salida, accesibles en ambos laterales del módulo
- Procesador de doble núcleo Tensilica Xtensa LX6, optimizado para tareas de adquisición y comunicación simultáneas

El uso exclusivo del módulo Wi-Fi permitió minimizar el consumo energético del sistema, garantizando la autonomía necesaria para el monitoreo fisiológico continuo. Aunque presenta un tamaño ligeramente mayor en comparación con versiones compactas, sus dimensiones y diseño facilitan la integración en dispositivos portátiles orientados a la investigación y prototipado biomédico.

A partir de esta arquitectura robusta y versátil, el microcontrolador asume el rol central en la gestión de la adquisición digital de la señal PPG. Mediante su interfaz de comunicación I<sup>2</sup>C, el ESP32 establece el enlace con el sensor MAX30102, configurando sus parámetros de funcionamiento y asegurando un flujo continuo y estable de datos.

Durante la medición, el microcontrolador lee en tiempo real la señal infrarroja cruda (IR\_raw) generada por el sensor, digitalizándola y asociándola a su correspondiente marca temporal interna. Esta información es enviada a través del puerto serial para su visualización y almacenamiento durante las etapas de desarrollo, depuración y análisis de la señal.

Adicionalmente, gracias a su conectividad inalámbrica integrada, el ESP32 permite la transmisión de la señal procesada hacia plataformas externas mediante Wi-Fi, habilitando la visualización remota en tiempo real y su integración dentro del sistema de monitoreo fisiológico propuesto.



Figura 6.5: Módulo microcontrolador ESP32-WROOM-32 de 30 pines

#### 6.3.3.4. Sistema de activación [55]

Para habilitar la adquisición de datos se integró el módulo táctil capacitivo TTP223B (ver Figura 6.6, el cual actúa como un interruptor electrónico que permite controlar la activación del sensor MAX30102 mediante

la detección del contacto del usuario. El módulo incorpora el circuito integrado TTP223, encargado de identificar variaciones en el campo eléctrico generadas por la proximidad del dedo y de conmutar su salida digital de nivel bajo a nivel alto, señal utilizada para habilitar el funcionamiento del sistema óptico.

El TTP223B opera con una tensión de alimentación de 3.3 V, lo que facilita su integración directa con la arquitectura electrónica del dispositivo. Su consumo en estado de reposo de  $1.5 \mu\text{A}$  resulta despreciable frente al consumo total del sistema, por lo que no afecta de manera significativa la autonomía del prototipo.

La selección de este módulo se fundamenta en la necesidad de evitar el uso de elementos mecánicos de conmutación, susceptibles al desgaste por operación repetitiva. En este contexto, la solución capacitiva ofrece una mayor fiabilidad, durabilidad y ergonomía, contribuyendo a una activación estable y adecuada para aplicaciones de monitoreo continuo.



Figura 6.6: Sensor TTP223B

#### 6.3.3.5. Obtención de la señal PPG original en el microcontrolador

Una vez establecida la comunicación entre el microcontrolador ESP32 y el sensor óptico MAX30102, se inicia el proceso de adquisición de la señal fotoplestismográfica (PPG) cruda. En esta etapa, el sensor se configura específicamente para el canal infrarrojo (IR), con el objetivo de capturar las variaciones del volumen sanguíneo de manera directa y precisa.

Los parámetros de operación del MAX30102 fueron establecidos de la siguiente manera:

- La intensidad del LED IR se fijó en 60 unidades, proporcionando suficiente irradiancia para penetrar el tejido sin saturar el fotodiodo.
- El promedio de muestras se definió como 4, con el fin de reducir ruido de alta frecuencia y mejorar la relación señal-ruido.
- La modalidad de LED se configuró en 2 (IR + Rojo), aunque únicamente se utilizó el canal IR.
- La frecuencia de muestreo fue de 100 Hz.
- El ancho del pulso del LED se estableció en  $411 \mu\text{s}$ , optimizando la sensibilidad del fotodiodo y la integración de la señal.
- El rango del ADC se ajustó a 4096 niveles, garantizando la detección de variaciones mínimas de intensidad lumínica.

Durante la ejecución del bucle principal, el microcontrolador supervisa la disponibilidad de nuevas muestras y adquiere el valor  $IR\_raw$  con los resultados vistos en la Figura 6.7, correspondiente a la señal captada por el LED infrarrojo del módulo MAX30102. Cada muestra es transmitida a través del puerto serial para su registro y posterior análisis digital.

La Figura 6.7 muestra un segmento representativo de la señal PPG en bruto obtenida directamente del sensor, sin la aplicación de filtrado digital ni corrección de la componente continua. La adquisición se realizó colocando el dedo índice del usuario sobre el sensor hasta alcanzar un régimen estable de medición. En estas condiciones, la señal presenta un desplazamiento vertical asociado a la componente DC, observable en el rango aproximado de 224000 a 227000 unidades digitales. Asimismo, se distinguen el pico sistólico principal y el pico secundario de menor amplitud, cuya visibilidad puede verse afectada por el ruido y por variaciones en el contacto con el sensor.

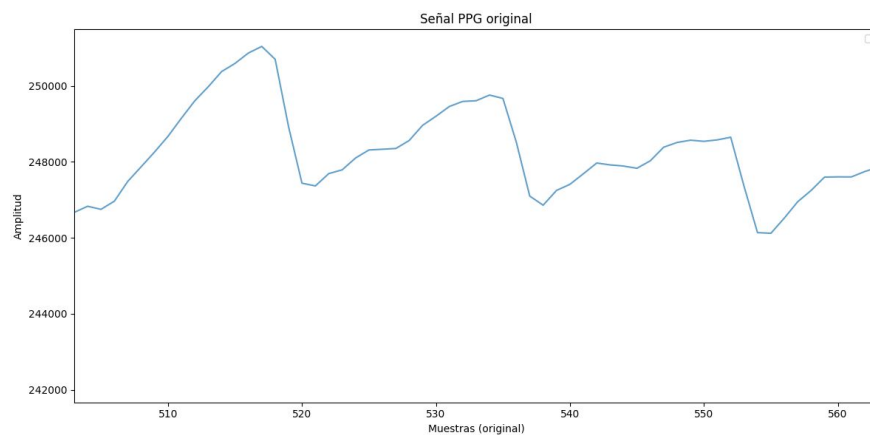


Figura 6.7: Señal PPG sin procesar

### 6.3.4. Procesamiento y estimación de la presión arterial

El procesamiento digital de la señal y la posterior estimación de la presión arterial constituyen una de las fases centrales del sistema. Para garantizar un análisis confiable de la señal fotopletoislográfica y obtener valores estimados de presión arterial sistólica y diastólica, esta sección se estructuró en cinco etapas consecutivas. Cada una de ellas aborda un aspecto específico del tratamiento de la señal, desde su preparación inicial hasta la aplicación del modelo matemático predictivo.

#### 6.3.4.1. Preprocesamiento y cálculo de coeficientes del filtro

En esta etapa se desarrolló el procesamiento digital de la señal fotopletoislográfica (PPG) con el propósito de obtener un registro limpio, estable y adecuado para la posterior estimación de los parámetros de presión arterial. Para ello, se implementó un script en Python que permitió ejecutar los procesos de preprocesamiento fundamentales, incluyendo la limpieza del archivo de datos, la evaluación del muestreo real de la señal, la interpolación temporal, el diseño del filtro digital y la validación de su desempeño antes de su implementación en el microcontrolador. La secuencia lógica y la relación entre estas operaciones se sintetizan en un diagrama de flujo presentado en el Anexo 3, el cual facilita la comprensión del procedimiento adoptado.

Para cuantificar este comportamiento, se calculó la frecuencia de muestreo real mediante la mediana de

las diferencias sucesivas entre muestras, método que proporciona una estimación robusta frente a valores atípicos. Como resultado, se obtuvo una frecuencia de muestreo aproximada de  $f_s \approx 24,39$  Hz.

Con base en esta estimación, se construyó un grid temporal uniforme, definido por un eje de tiempo con incrementos constantes de  $1/f_s$ . Sobre dicho eje se interpoló la señal original mediante un esquema de interpolación lineal, permitiendo re-muestrear la señal en instantes equiespaciados como muestra la figura 6.8.

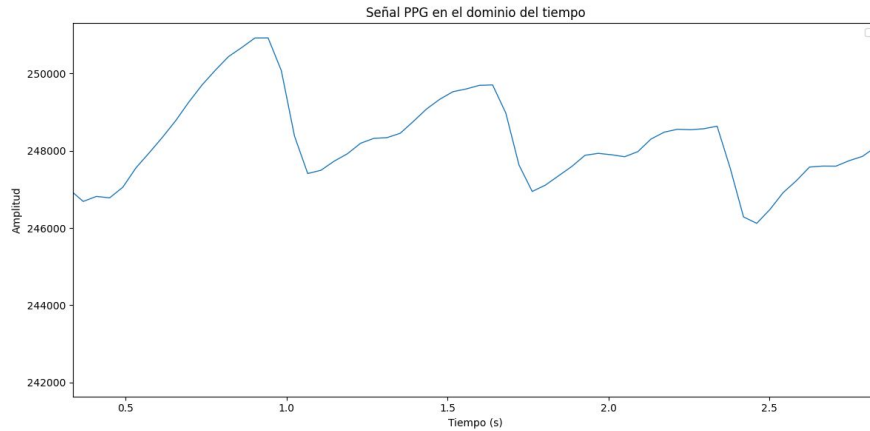


Figura 6.8: Señal PPG en el dominio del tiempo

Esta etapa resulta fundamental por dos razones:

- Evita distorsiones del filtro digital, ya que los filtros IIR y FIR asumen un muestreo completamente uniforme.
- Permite replicar con precisión la implementación que posteriormente se ejecutará en el microcontrolador, donde el periodo de muestreo sí es fijo.

Con la señal ya expresada en un dominio temporal uniforme, se procedió al diseño del filtro digital Butterworth. Se seleccionó un filtro pasa-banda de cuarto orden con frecuencias de corte entre 1.4 Hz y 4.0 Hz como muestra la figura 6.9.

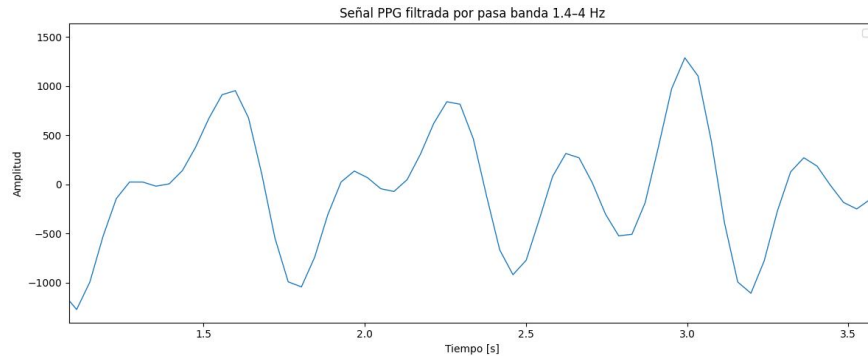


Figura 6.9: Señal PPG filtrada entre 1.4 a 4.0 HZ

Este rango conserva únicamente el contenido pulsátil de interés, mientras elimina:

- Componentes de muy baja frecuencia ( $<1.4$  Hz), asociadas principalmente a movimientos del paciente, variaciones lentas de presión, cambios posturales y artefactos respiratorios. Su atenuación permite resaltar la dinámica pulsátil de la señal, favoreciendo una mejor detección de los picos característicos de la onda PPG.
- Componentes de alta frecuencia ( $>4$  Hz), relacionadas con ruido electrónico, interferencias y distorsiones de borde introducidas durante la adquisición. Su supresión contribuye a la eliminación del componente DC lo que evita el desplazamiento vertical de la señal.

Las frecuencias de corte fueron normalizadas respecto al valor de Nyquist ( $f_s/2$ ), a partir de lo cual se obtuvieron los coeficientes de los vectores  $\mathbf{b} = \{b_0, b_1, \dots, b_N\}$  y  $\mathbf{a} = \{1, a_1, \dots, a_N\}$ , que definen la ecuación en diferencias 6.1 del filtro digital.

$$b = \{0,05272, 0,0, -0,21088, 0,0, 0,316321, 0,0, -0,21088, 0,0, 0,05272\}$$

$$a = \{1,0, -1,243406, 1,269328, -0,998742, 0,98496, -0,49836, 0,236197, -0,067816, 0,026311\}$$

En particular, la implementación en el firmware se basa en la forma recursiva de la ecuación 6.1

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k x[n-k] - \sum_{k=1}^N a_k y[n-k], \quad (6.1)$$

donde  $x[n]$  corresponde a la señal de entrada muestreada y  $y[n]$  a la señal filtrada. Esta expresión permite calcular cada nueva muestra de salida a partir de combinaciones lineales de valores actuales y pasados, lo que hace viable su ejecución en tiempo real dentro del bucle principal del microcontrolador.

Luego de obtener los coeficientes definitivos del filtro Butterworth, se procedió a evaluar su desempeño en condiciones controladas mediante dos métodos de filtrado digital aplicados sobre la señal interpolada. Esta etapa de validación permitió comparar el comportamiento esperado del filtro en el microcontrolador con una referencia libre de retardo de fase. Para ello, el script aplicó dos variantes de filtrado:

- Filtrado causal, que replica exactamente el comportamiento del filtro en tiempo real, incluyendo el retardo de fase inherente a los filtros IIR.
- Filtrado de fase cero, mediante un proceso forward-backward, utilizado únicamente para análisis offline, ya que elimina el retardo y permite evaluar la morfología real de la señal filtrada sin desplazamientos.

Adicionalmente, se incorporó un proceso de realce basado en la derivada de la señal filtrada, con el fin de resaltar los ascensos rápidos característicos de la onda PPG y facilitar la identificación visual de los picos pulsátiles. Esta identificación se realiza mediante la detección de los máximos locales de la señal, en la señal discreta  $y[n]$  se identifica cuando la derivada discreta cambia de signo de positiva a negativa, es decir, cuando 6.2 cumple el criterio 6.3

$$\Delta y[n] = y[n] - y[n-1] \quad (6.2)$$

$$\Delta y[n - 1] > 0 \quad \wedge \quad \Delta y[n] < 0 \quad (6.3)$$

Donde  $\Delta y[n]$  representa la primera diferencia discreta de la señal filtrada. Bajo esta condición, la muestra  $n$  corresponde a un máximo local asociado a un pico pulsátil de la señal PPG como muestra la figura 6.10

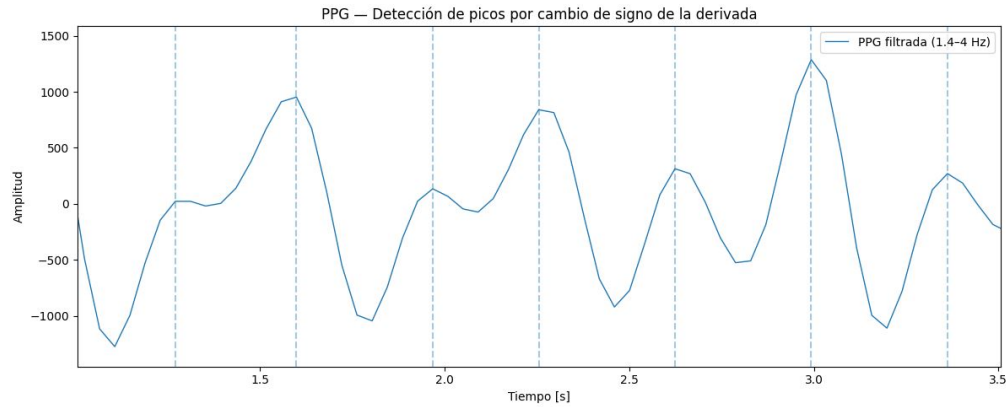


Figura 6.10: Señal PPG con detección de máximos locales

### 6.3.4.2. Implementación del filtro real

En esta etapa se realizó la implementación del filtro digital Butterworth previamente diseñado, con el propósito de depurar la señal fotopletoislográfica (PPG) directamente en el microcontrolador durante el proceso de adquisición continua. Una vez obtenidos los coeficientes del filtro mediante el preprocesamiento en Python, fue necesario trasladar dicho diseño al código Arduino del microcontrolador.

El microcontrolador fue configurado con una frecuencia de muestreo fija de 12.5 Hz, equivalente a un periodo de adquisición de 80 ms, valor que coincide exactamente con la frecuencia utilizada durante la etapa de diseño del filtro. Mantener esta consistencia entre el diseño teórico y la implementación práctica resulta esencial para evitar inestabilidades, desplazamientos de fase no deseados o deformaciones de la señal filtrada.

Para la ejecución continua del filtrado dentro del bucle principal del microcontrolador, se implementó la ecuación en diferencias (6.1), correspondiente a un filtro IIR pasa-banda de orden 8. Esta formulación establece la relación entre la muestra actual de entrada, sus valores pasados y las salidas filtradas previas, permitiendo replicar la estructura matemática del filtro diseñado en Python. La implementación se organiza según el diagrama de flujo presentado en el Anexo 4, donde en cada período de muestreo se adquiere la señal infrarroja del sensor MAX30102, se actualizan los buffers circulares de entrada y salida, se calcula la nueva muestra filtrada mediante la ecuación en diferencias y se almacena el resultado como la salida actual del sistema.

El filtrado se realiza de manera causal, es decir, utiliza únicamente información disponible hasta la muestra actual, replicando el comportamiento real del sistema. A diferencia del filtrado de fase cero utilizado en Python para validar la calidad del diseño, el filtrado causal introduce un retardo de fase natural, propio de todo filtro IIR implementado en tiempo real, pero garantiza una operación continua y coherente con la física del sistema.

Como resultado de la implementación del filtrado, la señal PPG mostró una mejora notable en su definición, particularmente en la región de los picos pulsátiles. La eliminación de componentes lentas y ruidosas permitió obtener una onda más estable, con ascensos más pronunciados y transiciones más limpias. Esta mejora en la morfología es esencial para la siguiente etapa del procesamiento, en la que se requiere identificar con precisión los picos y las muescas necesarias para el cálculo del RPTT.

Para ilustrar este efecto, la Figura 6.11 muestra la señal filtrada, la cual exhibe una banda pulsátil claramente delimitada y picos mucho más definidos, proporcionando una base para los procesos de calibración y estimación de presión arterial.

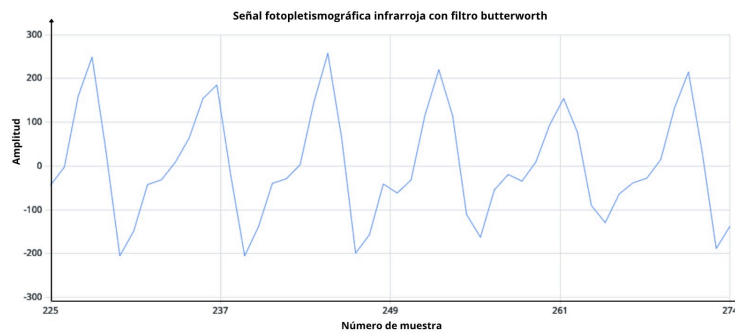


Figura 6.11: Señal PPG con filtro butterworth

Finalmente, para ilustrar el procedimiento llevado a cabo, en la figura 6.12 se presenta una comparación del procesamiento realizado en la señal

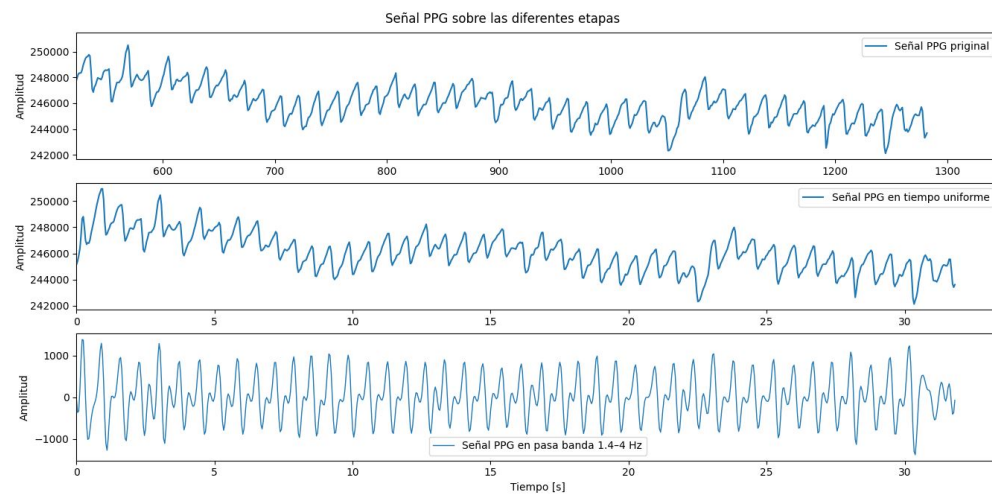


Figura 6.12: Comparación de señal PPG en todas las etapas

### 6.3.4.3. Modelo matemático para la estimación de la presión arterial

El modelo matemático utilizado en este proyecto se basa directamente en el marco teórico presentado en *Design and Validation of a New PPG Module to Acquire Arterial Blood Pressure Signals* (2019) [43]. Este documento propone un enfoque fisiológico para relacionar el tiempo de tránsito del pulso reflejado (RPTT) con la presión arterial, sustentado en la mecánica de la propagación de la onda de pulso y en las propiedades elásticas de la pared arterial.

### 6.3.4.4. Fundamento fisiológico: velocidad de la onda de pulso (PWV)

La formulación inicia con la velocidad de la onda de pulso (*Pulse Wave Velocity*, PWV), la cual representa la rapidez con que se propaga la onda de presión en las arterias. El documento base describe la PWV como una variable fisiológica dependiente de:

- La densidad de la sangre ( $\rho$ )
- El volumen sanguíneo en la arteria ( $V$ )
- Los niveles de presión arterial sistólica (SBP) y diastólica (DBP)

La relación cualitativa inicial se expresa como:

$$PWV = \sqrt{\frac{V}{\rho} \cdot \frac{(SBP - DBP)}{\Delta V}} \quad (6.4)$$

Esta expresión refleja que la **velocidad aumenta cuando el diferencial de presión entre sístole y diástole es mayor**, lo cual ocurre cuando la pared arterial está más rígida.

### 6.3.4.5. Ecuación de Moens–Korteweg

La velocidad de la onda de pulso aumenta conforme la presión arterial es mayor, debido al incremento de la rigidez de las paredes arteriales. Matemáticamente, esta relación se describe mediante la ecuación de Moens–Korteweg, la cual define la velocidad de propagación de la onda de pulso en función de parámetros estructurales de la arteria:

$$PWV = \sqrt{\frac{E_{in} \cdot h}{2\rho r}} \quad (6.5)$$

Donde:

- $E_{in}$  es el módulo elástico incremental de la pared arterial
- $h$  es el espesor de la pared
- $r$  es el radio interno del vaso
- $\rho$  es la densidad sanguínea

A partir de la descomposición de esta ecuación, se pudo llegar a un modelo matemático no lineal donde la presión arterial (sistólica o diastólica) depende del RPTT mediante tres coeficientes fisiológicos:  $k_a$ ,  $k_b$  y  $k_c$ , los cuales se calculan mediante la calibración de forma experimental.

El documento presenta directamente las ecuaciones finales que relacionan el RPTT con la presión arterial. Estas mismas ecuaciones fueron implementadas en este proyecto:

$$DBP = k_b + \frac{2}{0,031} \ln \left( \frac{k_c}{R-PTT} \right) - \frac{1}{3} \frac{k_a}{R-PTT} \quad (6.6)$$

$$SBP = DBP + K_a \cdot \frac{1}{R-PTT^2} \quad (6.7)$$

Donde:

- **RPTT**: tiempo de tránsito del pulso reflejado.
- **L**: distancia fisiológica equivalente recorrida por la onda de pulso entre el corazón y el punto donde se produce la reflexión principal, la cual es de 0,35 m como valor estándar.
- $K_a, K_b, K_c$ : coeficientes calibrados experimentalmente.

#### 6.3.4.6. Cálculo del RPTT y Obtención de los Coeficientes de Calibración

Una vez obtenida la señal PPG filtrada, y definido el modelo matemático, se ejecutó la etapa de detección del *Reflection Pulse Transit Time* (RPTT), parámetro que describe el intervalo temporal entre el pico sistólico y la muesca dicrótica dentro de un mismo ciclo cardíaco. Este tiempo es fisiológicamente relevante porque refleja, de forma indirecta, la velocidad de propagación y reflexión de la onda de pulso arterial, y por lo tanto se relaciona con la distensibilidad vascular y la presión arterial.

Para estimar este intervalo en un microcontrolador, se aplicó un enfoque basado en la derivada discreta de la señal PPG filtrada. La razón de utilizar la derivada es que los eventos clave de la onda pulsátil no siempre se manifiestan con amplitudes muy marcadas, pero sí presentan cambios abruptos en la pendiente. De esta forma:

- El pico sistólico corresponde al instante en que la pendiente pasa de positiva a negativa.
- La muesca dicrótica corresponde al punto donde la pendiente pasa de negativa a positiva, una vez ocurre la reflexión de la onda desde la periferia arterial.

Al evaluar el signo de la derivada entre muestras sucesivas, estos eventos se pueden identificar con elevada sensibilidad incluso cuando el contorno de la onda presenta pequeñas variaciones. Para garantizar una detección coherente dentro de cada ciclo cardíaco, el algoritmo implementado mantiene un estado interno que registra si el sistema se encuentra en la porción ascendente o descendente de la onda, permitiendo emparejar correctamente el pico sistólico con su correspondiente muesca.

Tras reconocer ambos eventos, el RPTT se calcula como:

$$RPTT = t_{\text{notch}} - t_{\text{peak}} \quad (6.8)$$

donde los tiempos se obtienen directamente mediante funciones de temporización del microcontrolador, lo cual garantiza una resolución en el orden de los milisegundos.

Además, para disponer de los datos necesarios para la etapa de calibración, se realizaron mediciones simultáneas del RPTT y de la presión arterial mediante un esfigmomanómetro de manguito. En total, se obtuvieron 18 registros experimentales, de los cuales 10 correspondieron a un sujeto sin diagnóstico y 8 a un sujeto con diagnóstico de hipertensión arterial, con el objetivo de abarcar un mayor rango de valores de presión y mejorar la robustez del proceso de calibración del modelo.

El sujeto con hipertensión correspondía a una persona de la tercera edad, lo que permitió realizar las mediciones en condiciones de mínima variabilidad motora, reduciendo la influencia del movimiento durante la adquisición de las señales. Para este caso, los registros se tomaron a intervalos de 10 minutos, garantizando condiciones fisiológicas estables entre cada medición.

Por su parte, en el sujeto normotenso las mediciones se realizaron cada 20 segundos, obteniéndose registros en distintos estados fisiológicos con el fin de capturar la variabilidad real de la dinámica cardiovascular. Específicamente, se efectuaron dos mediciones en reposo, dos después de subir escaleras, dos tras caminar un trayecto, dos mediciones durante el reposo posterior a 10 minutos de caminata y, finalmente, dos mediciones adicionales en reposo.

En cada una de estas condiciones se registraron de forma simultánea la presión arterial sistólica (SBP), la presión arterial diastólica (DBP) y el valor correspondiente del RPTT obtenido por el sistema embebido. Todos estos datos fueron organizados en la Tabla 6.6, y constituyeron la base para el ajuste del modelo matemático empleado en la estimación de los valores de presión arterial.

Cuadro 6.6: Valores de RPTT y presión arterial utilizados en el proceso de calibración

| RPTT (s) | Diástole (mmHg) | Sístole (mmHg) | RPTT (s) | Diástole (mmHg) | Sístole (mmHg) |
|----------|-----------------|----------------|----------|-----------------|----------------|
| 0.161    | 71              | 105            | 0.161    | 74              | 109            |
| 0.231    | 72              | 107            | 0.218    | 85              | 137            |
| 0.206    | 71              | 107            | 0.235    | 80              | 144            |
| 0.161    | 72              | 106            | 0.205    | 83              | 132            |
| 0.243    | 73              | 110            | 0.218    | 81              | 138            |
| 0.322    | 76              | 111            | 0.224    | 83              | 138            |
| 0.227    | 73              | 110            | 0.251    | 84              | 143            |
| 0.382    | 77              | 118            | 0.215    | 84              | 138            |
| 0.321    | 77              | 112            | 0.226    | 85              | 138            |

El objetivo de la calibración fue determinar los coeficientes  $K_a$ ,  $K_b$  y  $K_c$  del modelo matemático definido que relaciona el tiempo de tránsito reflejado con la presión arterial.

En el proceso de calibración se utilizó una estrategia de optimización numérica que buscó ajustar los coeficientes del modelo para que las presiones predichas coincidieran lo más posible con las presiones medidas experimentalmente. Previamente, se prepararon los datos registrando los valores de RPTT, las presiones sistólica y diastólica, y la distancia fija  $L$ . Para evitar inestabilidades matemáticas (como divisiones por valores extremadamente pequeños) se aplicaron restricciones básicas durante la evaluación del modelo.

La calibración se realizó de forma independiente para la presión sistólica (SBP) y la presión diastólica (DBP). Es decir, se obtuvieron dos conjuntos distintos de coeficientes: uno específico para estimar DBP y otro para estimar SBP. Esta separación es importante porque los mecanismos fisiológicos que determinan la presión sistólica y la diastólica no responden de manera idéntica a los cambios en la distensibilidad arterial ni a la dinámica de propagación de la onda de pulso.

Durante el ajuste se establecieron rangos fisiológicamente razonables para cada coeficiente, evitando soluciones no realistas. Una vez optimizados los parámetros, se calcularon las presiones estimadas y se compararon con las mediciones reales mediante el error medio absoluto (MAE), con el fin de evaluar la calidad general del modelo y su capacidad de predicción.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos.

Cuadro 6.7: Coeficientes calibrados del modelo matemático y error medio absoluto

| Parámetro  | SBP (Sistólica) | DBP (Diastólica) |
|------------|-----------------|------------------|
| $K_a$      | 3.3134          | 2.8096           |
| $K_b$      | 117.6503        | 69.2694          |
| $a$        | 0.1             | 0.1              |
| MAE (mmHg) | 7.97            | 3.84             |

En la Tabla 6.7 se presentan los coeficientes obtenidos de manera independiente para la estimación de la presión diastólica y sistólica, junto con el error medio absoluto (MAE) correspondiente a cada caso. El MAE obtenido fue de 3.84 mmHg para la presión diastólica (DBP) y de 7.97 mmHg para la presión sistólica (SBP).

Si bien el error asociado a la estimación de la presión sistólica es mayor, este comportamiento se encuentra directamente relacionado con el amplio rango de valores de SBP incluidos en el proceso de calibración, el cual abarca tanto condiciones normotensas como hipertensas. Esta mayor variabilidad fisiológica introduce dispersiones adicionales en el ajuste, sin comprometer la tendencia global del modelo ni su capacidad para capturar los cambios relativos de la presión arterial. En este contexto, los resultados obtenidos evidencian un desempeño satisfactorio del modelo dentro del rango de mediciones evaluado, particularmente considerando el carácter exploratorio y el tamaño limitado de la muestra.

Cuadro 6.8: Resultados de medición y predicción de la presión arterial

| RPTT (s) | SBP_meas | SBP_pred | SBP_err | DBP_meas | DBP_pred | DBP_err |
|----------|----------|----------|---------|----------|----------|---------|
| 0.16     | 112      | 117.22   | -5.22   | 71       | 73.37    | -2.37   |
| 0.23     | 115      | 125.33   | -10.33  | 72       | 79.16    | -7.16   |
| 0.21     | 114      | 123.90   | -9.90   | 71       | 78.28    | -7.28   |
| 0.16     | 113      | 117.22   | -4.22   | 72       | 73.37    | -1.37   |
| 0.24     | 116      | 125.72   | -9.72   | 73       | 79.33    | -6.33   |
| 0.32     | 118      | 125.72   | -7.72   | 76       | 78.48    | -2.48   |
| 0.23     | 115      | 125.17   | -10.17  | 73       | 79.07    | -6.07   |
| 0.38     | 120      | 124.47   | -4.47   | 77       | 76.89    | 0.11    |
| 0.32     | 119      | 125.74   | -6.74   | 77       | 78.50    | -1.50   |
| 0.16     | 114      | 117.22   | -3.22   | 74       | 73.37    | 0.63    |
| 0.22     | 135      | 124.71   | 10.29   | 85       | 78.81    | 6.19    |
| 0.24     | 132      | 125.48   | 6.52    | 80       | 79.23    | 0.77    |
| 0.20     | 134      | 123.81   | 10.19   | 83       | 78.23    | 4.77    |
| 0.22     | 133      | 124.71   | 8.29    | 81       | 78.81    | 2.19    |
| 0.22     | 134      | 125.03   | 8.97    | 83       | 78.99    | 4.01    |
| 0.25     | 136      | 125.89   | 10.11   | 84       | 79.38    | 4.62    |
| 0.22     | 133      | 124.53   | 8.47    | 84       | 78.70    | 5.30    |
| 0.23     | 134      | 125.12   | 8.88    | 85       | 79.04    | 5.96    |

En la Tabla 6.8 de resultados puede observarse que los errores individuales presentan una distribución alrededor de cero, evidenciando una concordancia global adecuada entre las predicciones del modelo y las mediciones reales. En el caso de la presión diastólica (DBP), la mayoría de los errores se mantienen dentro de un rango aproximado de  $\pm 6$  mmHg, con una tendencia estable y sin desviaciones abruptas, lo que refleja una buena capacidad del modelo para seguir la variación de esta variable.

Para la presión sistólica (SBP) se identifican errores individuales de mayor magnitud, tanto negativos como positivos, con valores que oscilan aproximadamente entre  $\pm 10$  mmHg. Los errores negativos indican que, en algunas observaciones, el modelo tendió a sobreestimar la presión sistólica, mientras que los errores positivos reflejan una subestimación moderada en otros casos. Este comportamiento se asocia principalmente al amplio rango de valores de SBP considerados, que incluye condiciones normotensas e hipertensas, lo cual incrementa naturalmente la dispersión del ajuste.

En general, los errores obtenidos no muestran incrementos progresivos ni comportamientos inestables entre los distintos estados fisiológicos evaluados (reposo, actividad y recuperación), lo que sugiere que la relación entre el RPTT y la presión arterial se mantuvo relativamente consistente a lo largo del protocolo experimental. Estos resultados respaldan la viabilidad del modelo propuesto, especialmente considerando el tamaño limitado de la muestra y el carácter exploratorio del estudio.

Para complementar la descripción técnica de esta etapa, se elaboró un diagrama de flujo como se puede ver en el anexo 5 el cual facilita la comprensión del proceso de calibración.

### Consideraciones sobre la generalización del modelo

En la mayoría de sistemas basados en tiempo de tránsito, los coeficientes del modelo se determinan de forma individual, es decir, cada usuario debe realizar una calibración personal para asegurar precisión adecuada. Sin embargo, este proyecto persigue un enfoque alternativo: evaluar si es posible definir un conjunto general de coeficientes que funcione para múltiples usuarios sin necesidad de calibración personalizada.

Por ello, aunque en esta fase los coeficientes se obtuvieron utilizando las mediciones de dos sujetos (calibración estándar), el análisis posterior considera si estos parámetros presentan estabilidad suficiente para ser reutilizados, o si el sistema requeriría ajustes por usuario. Este aspecto se retoma con mayor profundidad en la sección de discusión.

#### 6.3.5. Transmisión y visualización de datos

La transmisión remota de los datos estimados por el sistema se realizó mediante el servicio IoT ThingSpeak, utilizando la conectividad Wi-Fi integrada del microcontrolador ESP32. Para habilitar esta comunicación, dentro del firmware se estableció una red Wi-Fi y una contraseña definidas directamente en el código, a través de las cuales el dispositivo se conecta a internet de forma automática cada vez que inicia su funcionamiento.

Una vez establecida la conexión, el microcontrolador envía los datos hacia un canal configurado previamente en ThingSpeak mediante solicitudes HTTP GET, asignando cada variable fisiológica a un campo específico del canal. En este proyecto, la frecuencia de actualización se fijó en una escritura por minuto, cumpliendo con las restricciones de la plataforma y garantizando estabilidad en la transmisión.

En ThingSpeak, los datos pueden visualizarse como:

- Gráficas temporales de RPTT
- Gráficas de presión sistólica estimada
- Gráficas de presión diastólica estimada
- Tablas de valores enviados
- Tendencias a largo plazo

La plataforma permite almacenar una cantidad considerable de datos históricos, suficientes para realizar análisis continuos durante varias horas e incluso días de monitoreo, dependiendo de la configuración del canal. Sin embargo, ThingSpeak se centra exclusivamente en el almacenamiento y visualización de datos, como muestra la figura 6.13, sin ofrecer herramientas para generar alertas o respuestas inmediatas dentro del propio dispositivo .

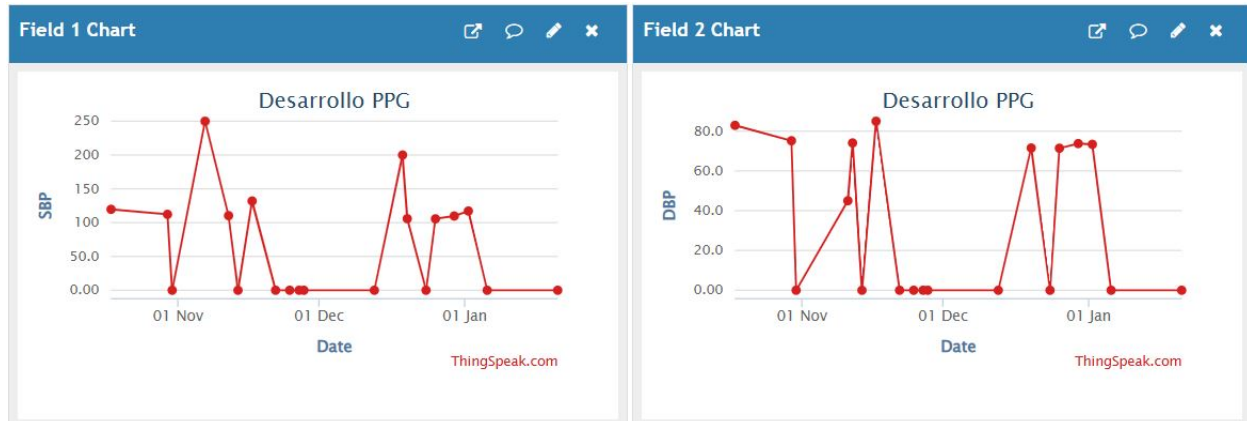


Figura 6.13: Plataforma ThingSpeak

### 6.3.5.1. Gestión de alarmas mediante Virtuino

Una vez que el microcontrolador transmite los valores estimados de presión arterial hacia la plataforma ThingSpeak, estos datos quedan disponibles en los canales configurados dentro del servicio. Virtuino se conecta directamente a esos mismos canales de ThingSpeak para obtener la información y mostrarla en su interfaz móvil. En el sistema desarrollado, la aplicación consulta periódicamente los valores más recientes almacenados en ThingSpeak y los presenta en tiempo casi real dentro de una pantalla diseñada específicamente para este proyecto.

En Virtuino se construyó una interfaz personalizada que incluye dos gráficas principales: una para los valores de presión sistólica y otra para la presión diastólica. Estas gráficas se actualizan conforme Virtuino sincroniza los datos provenientes del canal en la nube, permitiendo observar la tendencia de los valores sin necesidad de acceder directamente al navegador o a la plataforma web.

Además de la visualización, Virtuino permite establecer umbrales y alarmas automáticas para condiciones como hipertensión. En esta implementación se configuraron límites superiores para la presión sistólica y diastólica; cuando Virtuino detecta que un dato descargado desde ThingSpeak supera dichos valores, la aplicación genera una advertencia visual y registra el evento dentro de su propio sistema. Esto convierte a Virtuino en una herramienta útil no solo para seguimiento, sino también para detección inmediata de valores críticos.

Otro aspecto relevante es la flexibilidad de diseño que ofrece la aplicación. La interfaz desarrollada puede organizarse libremente, permitiendo ubicar gráficos, indicadores numéricos, etiquetas y alarmas según la distribución más conveniente para el usuario. Esta capacidad de personalización resulta especialmente útil para crear paneles intuitivos, limpios y adaptados a las necesidades del proyecto.

### 6.3.6. Integración de firmware

Una vez definido el modelo matemático y calculados los coeficientes  $K_a$ ,  $K_b$  y  $K_c$  mediante el proceso de calibración, la ecuaciones 6.7 y 6.6 vistas en la sección 6.3.4.5, fueron incorporadas en el código del microcontrolador. En esta etapa inicial de integración, todas las funciones previamente desarrolladas se unificaron para generar estimaciones continuas de presión arterial sistólica y diastólica directamente dentro

del programa del dispositivo.

El microcontrolador utiliza la señal PPG ya filtrada junto con el RPTT instantáneo y aplica el modelo matemático para obtener, en cada ciclo de procesamiento, un valor actualizado de presión arterial. Solo después de verificar el funcionamiento correcto del cálculo interno, se integró la etapa de transmisión inalámbrica, permitiendo enviar las estimaciones generadas hacia las plataformas externas de visualización y almacenamiento.

Finalmente, con el propósito de facilitar la comprensión completa del sistema y garantizar su reproducibilidad, en el Anexo 6 se adjunta el código final implementado en Arduino, el cual incluye la integración del filtrado, el cálculo del RPTT y la aplicación del modelo matemático, así como la transmisión de los datos estimados.

### 6.3.7. Sistema de alimentación

El dispositivo portátil fue alimentado mediante un banco de energía construido con tres celdas de ion-litio Panasonic NCR18650 de 3,7 V, conectadas en paralelo. Esta configuración permite mantener el mismo voltaje nominal de una celda individual, mientras que la capacidad total del sistema se incrementa al sumar las capacidades de cada celda. Las baterías utilizadas fueron recicladas, con aproximadamente un 90 % de vida útil respecto a su capacidad nominal de 2900 mAh lo que equivale a 2600 mAh por celda. De esta manera, la capacidad total disponible del sistema alcanza aproximadamente 7800 mAh[56].

La capacidad de las baterías se obtuvo mediante el liitokala lii-600, el cual es un cargador inteligente multifuncional para baterías recargables de iones de litio y Ni-MH, este permite obtener la capacidad, voltaje y corriente.

Cada celda opera dentro de un rango típico de 4,2 V en carga completa hasta aproximadamente 3,0 V en descarga, siendo este último controlado mediante un módulo de carga rápida de 1 A, encargado de proteger contra sobrecarga y sobredescarga, además de gestionar adecuadamente el proceso de recarga. Con la corriente de carga utilizada, el tiempo total para llevar las celdas al 100 % es de aproximadamente 7,8 horas [57].

Para estimar la autonomía del dispositivo se consideraron los consumos eléctricos de cada uno de los módulos activos. El ESP32-C3, durante transmisión Wi-Fi continua, presenta un consumo cercano a 300 mA, mientras que el sensor MAX30102 requiere alrededor de 1,2 mA para la adquisición permanente de la señal PPG. El módulo táctil TTP223B tiene un consumo extremadamente bajo, del orden de 1,5  $\mu$ A, por lo que resulta despreciable dentro del balance energético del sistema.

Con estos valores, el consumo total del sistema es de aproximadamente 301,2 mA. Teniendo en cuenta la capacidad disponible de 7800 mAh, la autonomía teórica se obtiene mediante la relación capacidad/consumo, resultando en 25,9 horas de funcionamiento continuo. No obstante, debido a las pérdidas asociadas a la conversión de voltaje, la resistencia interna de las celdas y la eficiencia real del sistema (estimada alrededor del 90 %), la autonomía práctica se reduce ligeramente, ubicándose en torno a 23 horas de operación continua con transmisión permanente de datos.

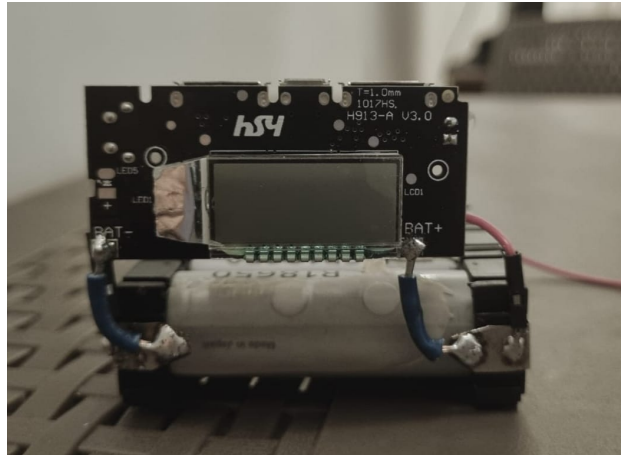


Figura 6.14: Sistema de alimentación

### 6.3.8. Diseño electrónico

En la Imagen 6.15 se presenta el esquemático del diseño electrónico, donde se especifica la asignación de pines del microcontrolador ESP32 (30 pines) y su función dentro del sistema.

El sensor óptico MAX30102 se conecta al ESP32 mediante el bus I<sup>2</sup>C, utilizando el pin GPIO21 como línea de datos (SDA) y el pin GPIO22 como línea de reloj (SCL). Estas líneas permiten la configuración de los registros internos del sensor y la lectura continua de la señal fotoplestismográfica. La alimentación del módulo se realiza a través del pin 3.3 V, mientras que el pin GND se conecta a la referencia común de tierra del sistema.

El módulo táctil capacitivo se conecta a un pin digital de entrada, específicamente el GPIO2, el cual se emplea para detectar la activación del usuario y controlar el inicio o finalización del proceso de medición. Este pin fue configurado como entrada digital, aprovechando la salida lógica del módulo táctil.

El microcontrolador ESP32 se alimenta mediante el pin VIN, el cual recibe la tensión proveniente del sistema de alimentación, mientras que los pines GND garantizan una referencia de tierra común para todos los módulos. La comunicación de datos para visualización y depuración se realiza a través del puerto serial, utilizando el convertidor USB-UART integrado del módulo.

Esta asignación de pines permite una comunicación estable entre los distintos bloques del sistema, evita conflictos con pines reservados para el arranque del microcontrolador y asegura la compatibilidad eléctrica y funcional de los componentes integrados en el prototipo.

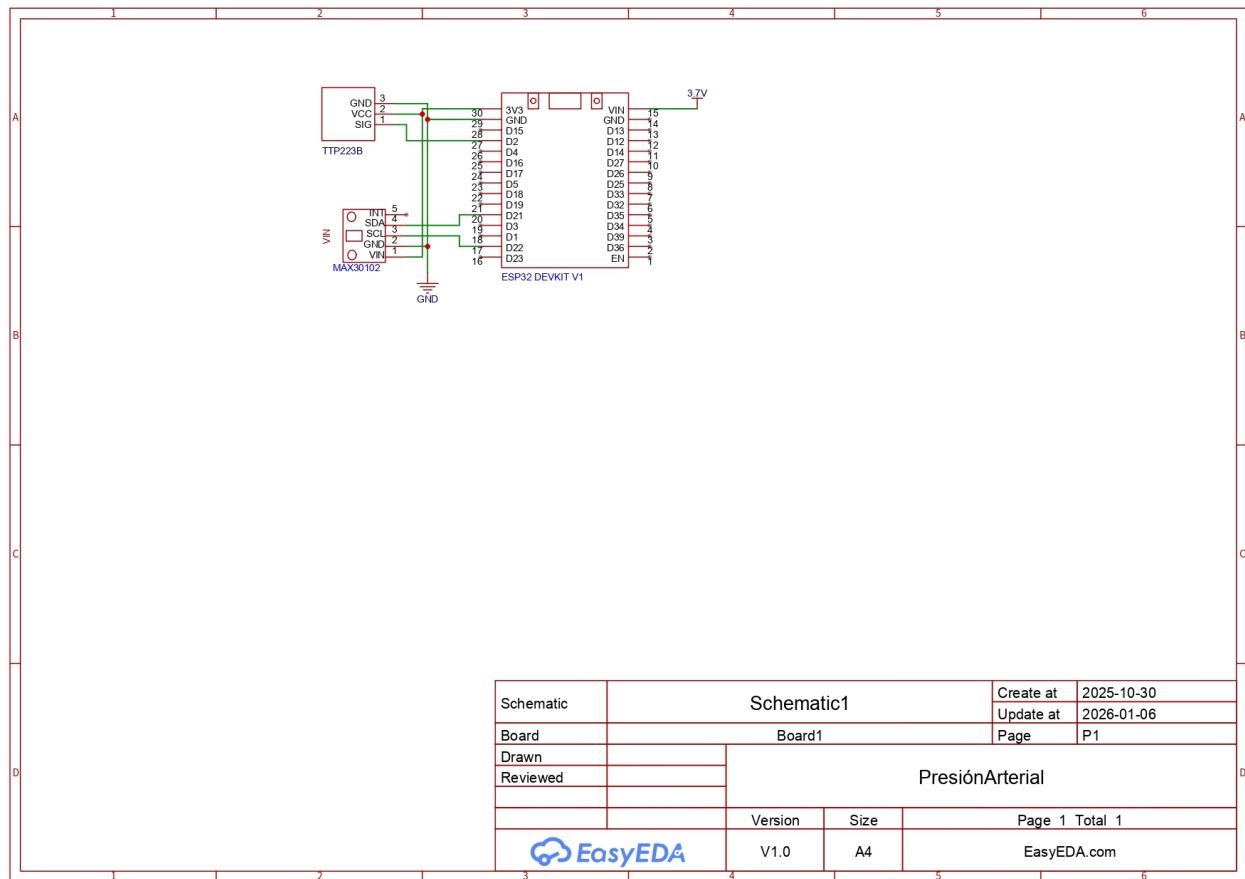


Figura 6.15: Diseño electrónico

### 6.3.8.1. Placa PCB

En la Imagen 6.16 se presenta el diseño de la placa de circuito impreso (PCB) desarrollado para el sistema, el cual fue realizado utilizando el software EasyEDA. Esta PCB integra en una única placa el sensor óptico MAX30102 y el módulo táctil capacitivo, los cuales se conectan al microcontrolador ESP32 mediante conectores externos.

El diseño de esta placa secundaria permite separar físicamente los elementos de interacción con el usuario del módulo de procesamiento, facilitando la ubicación del sensor óptico en una posición adecuada para la adquisición de la señal fotopleletismográfica y del módulo táctil en una zona accesible para el control del sistema. Esta disposición contribuye a mejorar la ergonomía del dispositivo y a reducir posibles interferencias asociadas al movimiento o al manejo del equipo.

Durante el desarrollo del layout se definieron el enrutamiento de las pistas de señal, las líneas de alimentación a 3.3 V y la referencia de tierra común, asegurando una conexión estable tanto del bus I<sup>2</sup>C del sensor como de la salida digital del módulo táctil. Este diseño de PCB constituye la interfaz física entre el usuario y el sistema electrónico, permitiendo una integración compacta y funcional dentro del prototipo final.



Figura 6.16: Placa PCB

### 6.3.8.2. Diseño 3D

En las Figuras 6.17, 6.18 y 6.19 se presenta el diseño tridimensional de la carcasa del dispositivo desarrollado. El conjunto está conformado por tres componentes diseñados de manera independiente, los cuales permiten una integración modular de los diferentes subsistemas electrónicos y mecánicos.

En la Figura 6.17 se muestra la carcasa principal, la cual constituye la estructura base del sistema y proporciona soporte físico a los elementos electrónicos internos. En su interior se alojan el módulo PPG y el sistema de alimentación, asegurando una disposición compacta de los componentes. Esta pieza incorpora aberturas específicas destinadas a la visualización de la pantalla LCD, la entrada del cable de carga y la ubicación lateral del microcontrolador ESP32. Desde esta disposición lateral se realizan las conexiones hacia la PCB, facilitando el ruteo del cableado interno, así como la integración del accesorio de dedo utilizado para la adquisición de la señal fotopleletismográfica.

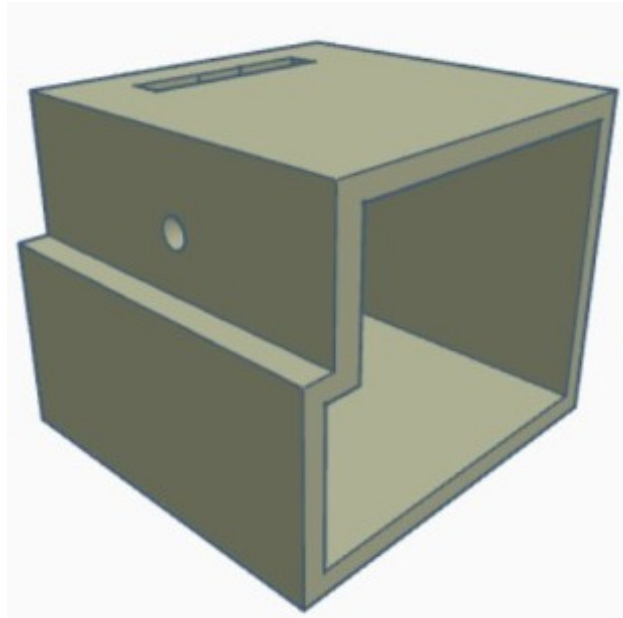


Figura 6.17: Diseño de carcasa tridimensional

En la Figura 6.18 se presenta la tapa posterior del dispositivo, la cual fue diseñada para acoplarse de manera precisa a la carcasa principal, garantizando el cierre adecuado del conjunto y la protección de los componentes internos. Esta pieza permite el acceso al interior del dispositivo cuando es necesario realizar ajustes, labores de mantenimiento o verificaciones directas de las conexiones internas, sin comprometer la integridad estructural del sistema.

Por su parte, la Figura 6.19 muestra el diseño de una repisa interna destinada al soporte del microcontrolador ESP32 y de la protoboard utilizada durante la implementación del prototipo. Esta estructura cumple la función de separar físicamente el sistema de control del sistema de alimentación, evitando el contacto directo del microcontrolador con las baterías. Adicionalmente, la elevación milimétrica de la repisa permite la circulación de aire en el interior de la carcasa cuando el dispositivo se encuentra cerrado, contribuyendo a una adecuada disipación térmica y a la estabilidad operativa del sistema.

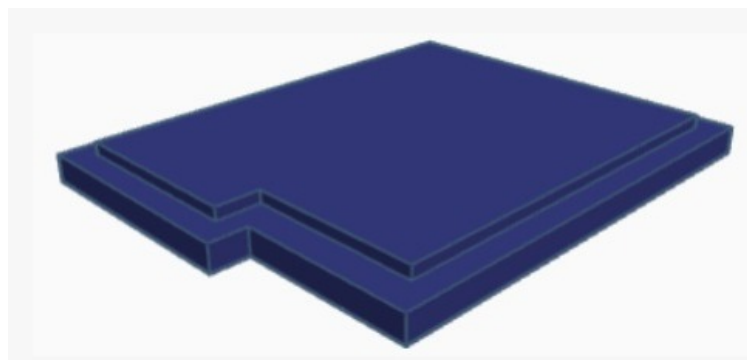


Figura 6.18: Tapa posterior

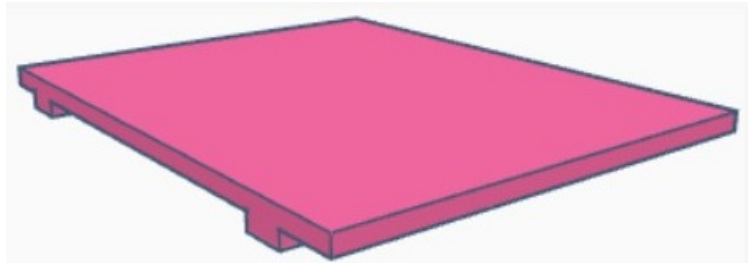


Figura 6.19: Repisa interna

El resultado final corresponde a una carcasa de dimensiones  $79 \times 80 \times 66$  mm, desarrollada mediante el software Tinkercad e impresa en el laboratorio CAP de la universidad. El diseño obtenido es robusto y funcional, adecuado para la adquisición de la presión arterial, ya que protege el sistema de alimentación y el microcontrolador, y minimiza el contacto directo del usuario con zonas de mayor riesgo durante la operación del dispositivo.

# Resultados y Discusión

---

En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas experimentales realizadas al sistema desarrollado. Los resultados corresponden a mediciones directas efectuadas bajo las condiciones definidas en el formato de pruebas y se presentan mediante tablas y figuras, con el fin de facilitar su análisis y comparación. Posteriormente, se discuten los resultados obtenidos en función de su comportamiento y su coherencia con los valores fisiológicos esperados.

Adicionalmente, se presentan los resultados derivados de las pruebas realizadas al prototipo físico del sistema. Estas pruebas permiten evaluar el comportamiento del sistema en condiciones reales de operación y verificar la consistencia de los resultados obtenidos previamente.

## 7.1. Pruebas del prototipo físico

La Figura 7.1 muestra el prototipo físico final desarrollado, el cual integra los elementos necesarios para la adquisición de la señal fotopleletismográfica (PPG) y la estimación de los parámetros fisiológicos evaluados en este trabajo.

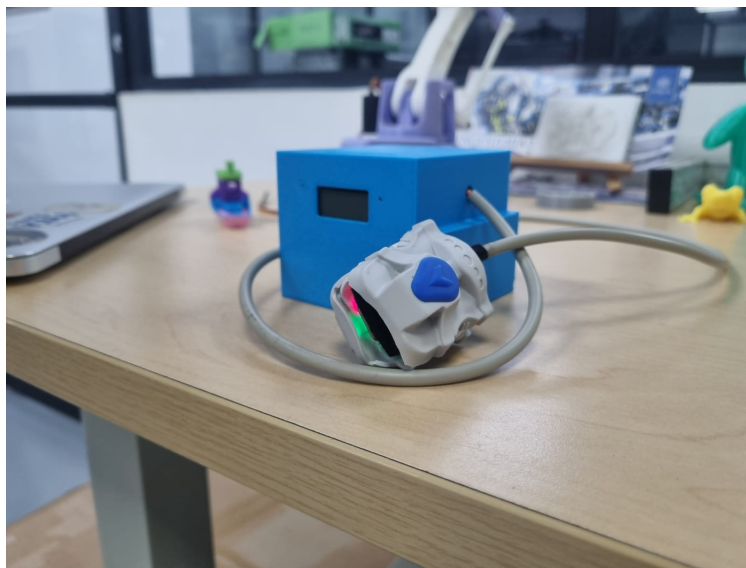
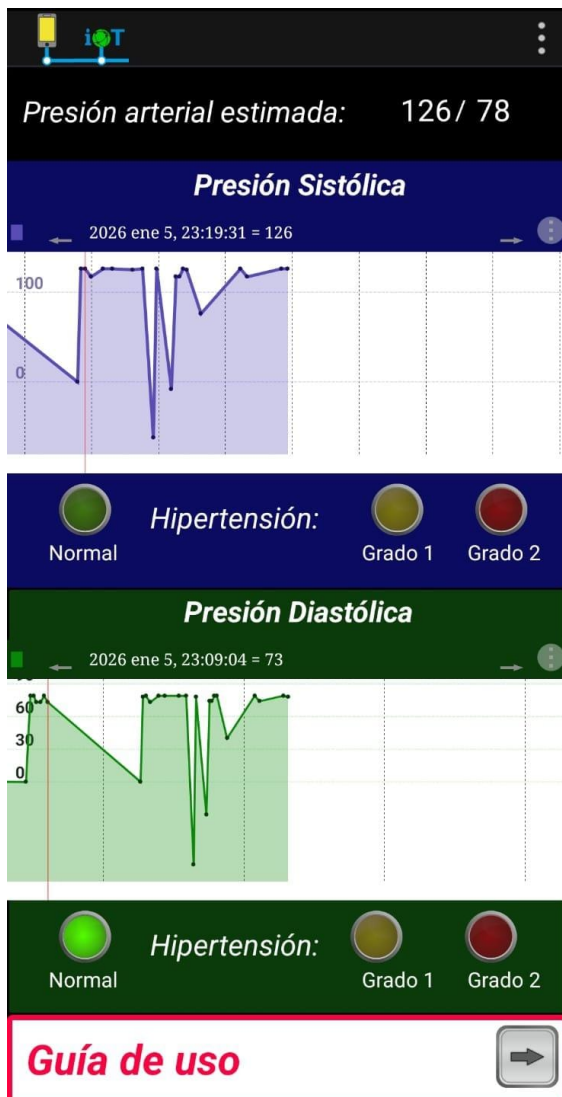


Figura 7.1: Prototipo físico funcional

## 7.2. Aplicación en Virtuino

En las Figuras 7.2a y 7.2b se presenta la aplicación desarrollada para el sistema, donde la primera corresponde a la interfaz de visualización de los parámetros estimados durante el funcionamiento del dispositivo, mientras que la segunda muestra la guía de uso integrada, diseñada para orientar al usuario durante la operación del sistema y facilitar la correcta utilización del dispositivo.



(a) Interfaz de la aplicación



(b) Guía de uso integrada

Figura 7.2: Aplicación móvil desarrollada para el sistema

## 7.3. Pruebas del sistema

### 7.3.1. Formato de prueba

Las pruebas experimentales del sistema se realizaron con la participación de cinco sujetos, quienes firmaron previamente el consentimiento informado. Dichos documentos se presentan en la sección de anexos (Anexo 2), con el fin de evaluar el desempeño del dispositivo en la estimación de la presión arterial. Para la recolección y organización de los datos se empleó un formato estructurado en una hoja de cálculo, generado bajo los lineamientos establecidos en la por la guía dada por la IEEE Std 1708-2014 [58], lo cual permitió sistematizar las mediciones realizadas y los resultados obtenidos durante las pruebas experimentales.

El protocolo de prueba se dividió en seis etapas consecutivas para cada sujeto. En cada etapa se realizaron tres mediciones de presión arterial: inicialmente una medición con un tensiómetro digital comercial, seguida de una medición utilizando el dispositivo desarrollado y, finalmente, una segunda medición con el tensiómetro digital. Este procedimiento se repitió de manera consistente en cada una de las seis etapas.

Para cada etapa se calculó el promedio de las dos mediciones obtenidas con el tensiómetro digital, el cual fue considerado como valor de referencia. Posteriormente, este valor promedio fue comparado con el valor estimado por el dispositivo desarrollado, tanto para la presión arterial sistólica como para la presión arterial diastólica.

A partir de esta comparación se obtuvieron diversas métricas de evaluación. En primer lugar, se calculó la diferencia absoluta, definida como el valor absoluto de la diferencia entre el valor de referencia y el valor estimado por el dispositivo. Esta métrica permite cuantificar el error de la medición en unidades de presión arterial.

Adicionalmente, se calculó la diferencia relativa, obtenida al dividir la diferencia absoluta entre el valor estimado por el dispositivo. Esta métrica permite evaluar el error de forma proporcional al valor medido, facilitando la comparación entre diferentes etapas y sujetos, especialmente cuando los valores de presión arterial presentan variaciones fisiológicas naturales.

La cantidad de puntos adquiridos se relaciona directamente con la confiabilidad de los resultados. A partir de estos datos se calcularon los promedios de las diferencias absolutas y relativas para la presión arterial sistólica y diastólica, lo que permitió obtener los indicadores MAD (Mean Absolute Difference) y PMAD (Percentage Mean Absolute Difference). Estas métricas caracterizan el error del sistema tanto en escala absoluta como relativa.

El valor del MAD constituye el criterio determinante para la calificación final del sistema de monitoreo de presión arterial en cada participante. Para considerar un prototipo como funcional en la estimación de la presión arterial, este debe presentar un error máximo de 7 mmHg. En función de la proximidad a este umbral, se asignan los grados correspondientes definidos en la Tabla 7.1.

Adicionalmente, para una interpretación más precisa de los resultados, se analizó la desviación estándar con el fin de evaluar la dispersión y variabilidad de las mediciones, así como el coeficiente de correlación de Pearson, que cuantifica la relación lineal entre el sistema propuesto y el tensiómetro de referencia. Asimismo, se calcularon los porcentajes acumulativos dentro de los límites de 5, 10 y 15 mmHg, los cuales permiten determinar la proporción de mediciones cuyo error se encuentra en los rangos 0–5 mmHg, 0–10 mmHg y 0–15 mmHg, respectivamente, proporcionando una medida porcentual del desempeño del sistema.

Además de la exactitud en la estimación, es fundamental que el prototipo sea capaz de identificar las categorías clínicas de presión arterial con el fin de generar alertas ante valores hipertensivos. En este sentido, los

Cuadro 7.1: Grado de exactitud en la estimación de presión arterial según el MAD

| MAD (mmHg) | Grado | Descripción   |
|------------|-------|---|
| $\leq 5$   | A     | La mayoría de puntos poseen un error menor a 5 mmHg. Sistema pasa en todos sus puntos     |
| 5-6        | B     | La mayoría de puntos poseen un error entre 5-6. El sistema pasa en la mayoría de puntos.  |
| 6-7        | C     | La mayoría de puntos poseen un error entre 6-7. El sistema falla en la mayoría de puntos. |
| $\geq 7$   | D     | La mayoría de puntos poseen un error mayor a 7. El sistema falla por completo             |

resultados se clasifican en normal, prehipertensión, hipertensión grado 1 e hipertensión grado 2, de acuerdo con los estándares clínicos establecidos.

Finalmente, el análisis mediante la gráfica de Bland–Altman que se muestra en la figura 7.3 permite comparar el sistema en evaluación con el tensiómetro de referencia, estableciendo los límites de concordancia aceptables entre ambos métodos. Este análisis permite determinar el sesgo del sistema y evaluar la tendencia del prototipo a sobreestimar o subestimar los valores de presión arterial.

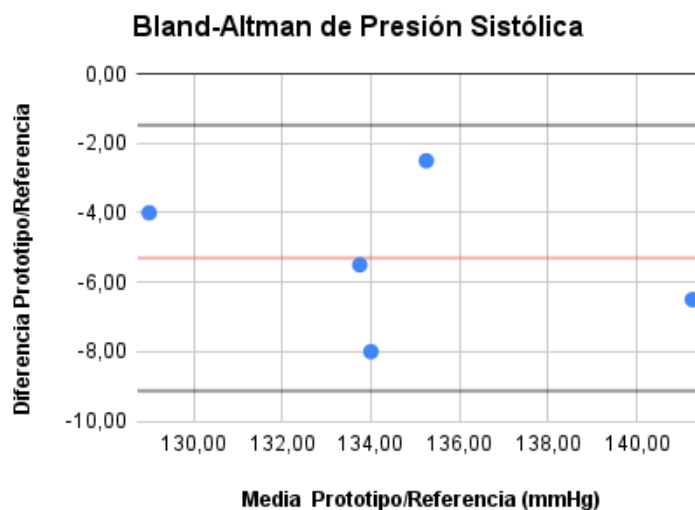


Figura 7.3: Ejemplo de gráfico Bland-Altman del formato de prueba

## 7.4. Pruebas del sistema

### 7.4.1. Resultados y discusión por participante

A continuación se muestran los resultados de cada participante durante las seis etapas de medición.

## 7.4.1.1. Participante 1

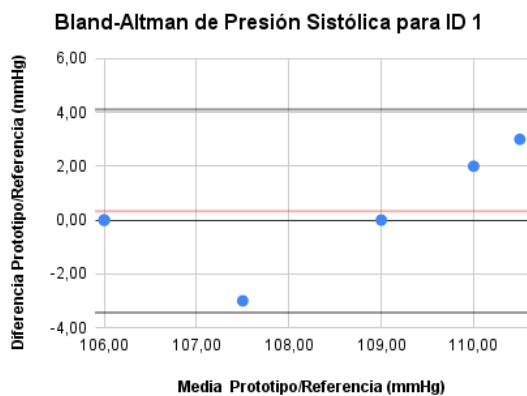
Para el participante 1, identificado según el Cuadro 7.2, se presentan los resultados obtenidos en la estimación de la presión arterial mediante el dispositivo desarrollado.

Cuadro 7.2: Información del voluntario

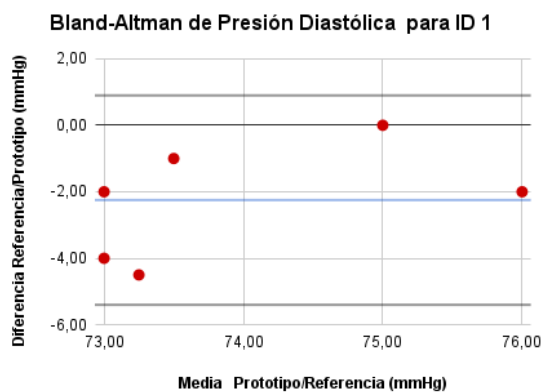
| INFORMACIÓN DE VOLUNTARIO 1 |           |                      |         |
|-----------------------------|-----------|----------------------|---------|
| ID VOLUNTARIO               | 1         | MEDICAMENTOS         | NINGUNO |
| SEXO                        | MASCULINO | ANTECEDENTES MÉDICOS | NINGUNO |
| EDAD                        | 23        | REPOSO               | SÍ      |

Cuadro 7.3: Resultados del voluntario 1

| RESULTADOS    |        |        |       |              |          |              |          |
|---------------|--------|--------|-------|--------------|----------|--------------|----------|
| PRESIÓN       | MAD    | PMAD   | SD    | CORR         | CP5      | CP10         | CP15     |
| SIST          | 1,333  | 1,22 % | 2,066 | 0,661        | 100,00 % | 100,00 %     | 100,00 % |
| DIAS          | 2,250  | 3,13 % | 1,725 | 0,399        | 100,00 % | 100,00 %     | 100,00 % |
| CLASIFICACIÓN | NORMAL |        |       | GRADO SIST A |          | GRADO DIAS A |          |



(a) Gráfico Bland–Altman de presión sistólica del participante 1



(b) Gráfico Bland–Altman de presión diastólica del participante 1

En el Cuadro 7.3, la presión sistólica presentó un error promedio (MAP) de 1,333 mmHg y un error porcentual medio (PMAD) de 1,22 %, mientras que para la presión diastólica el MAP fue de 2,250 mmHg y el PMAD de 3,13 %.

La desviación estándar de las diferencias fue de 2,066 mmHg para la presión sistólica y de 1,725 mmHg para la presión diastólica. Asimismo, se obtuvo un coeficiente de correlación de 0,661 para la presión sistólica y de 0,399 para la presión diastólica. Adicionalmente, el 100 % de las mediciones se ubicó dentro de los rangos de  $\pm 5$ ,  $\pm 10$  y  $\pm 15$  mmHg respecto al método de referencia.

Las gráficas de Bland–Altman presentadas en las Figuras 7.4a y 7.4b muestran, para la presión sistólica, una tendencia a la sobreestimación del prototipo respecto al método de referencia, con una dispersión de los datos alrededor del valor medio. En el caso de la presión diastólica, las diferencias se concentran en mayor medida alrededor del valor medio, evidenciando una menor dispersión entre ambos métodos.

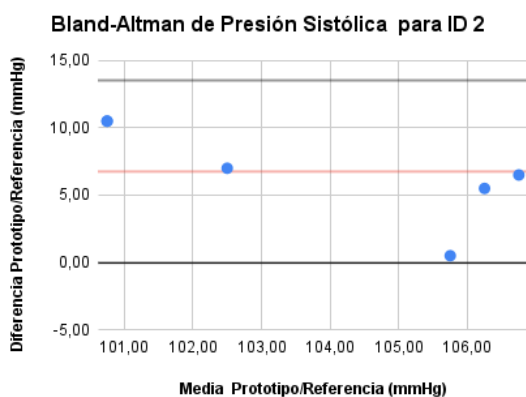
#### 7.4.1.2. Participante 2

Cuadro 7.4: Información del voluntario 2

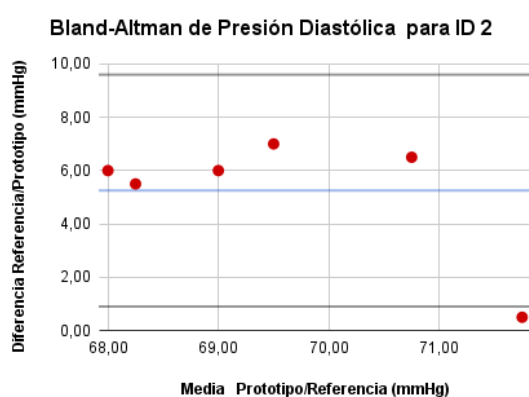
| INFORMACIÓN DE VOLUNTARIO |          |                      |         |
|---------------------------|----------|----------------------|---------|
| ID VOLUNTARIO             | 2        | MEDICAMENTOS         | NINGUNO |
| SEXO                      | FEMENINO | ANTECEDENTES MÉDICOS | NINGUNO |
| EDAD                      | 45       | REPOSO               | SÍ      |

Cuadro 7.5: Resultados del voluntario 2

| RESULTADOS    |        |        |              |       |              |          |          |
|---------------|--------|--------|--------------|-------|--------------|----------|----------|
| PRESIÓN       | MAD    | PMAD   | SD           | CORR  | CP5          | CP10     | CP15     |
| SIST          | 6,750  | 6,31 % | 3,711        | 0,539 | 16,67 %      | 66,67 %  | 100,00 % |
| DIAS          | 5,250  | 7,27 % | 2,382        | 0,256 | 16,67 %      | 100,00 % | 100,00 % |
| CLASIFICACIÓN | NORMAL |        | GRADO SIST C |       | GRADO DIAS B |          |          |



(a) Gráfico Bland–Altman de presión sistólica del participante 2



(b) Gráfico Bland–Altman de presión diastólica del participante 2

Para el participante 2, identificado en el Cuadro 7.4, se presentan los resultados obtenidos durante las seis etapas de medición, los cuales se resumen en el Cuadro 7.5. En dichas mediciones se registraron los valores estimados de presión arterial sistólica y diastólica generados por el dispositivo desarrollado, así como los indicadores de error correspondientes. Para la presión sistólica se obtuvo un error promedio (MAP) de 6,750 mmHg y un error porcentual medio (PMAD) de 6,31 %, mientras que para la presión diastólica el MAP fue de 5,250 mmHg y el PMAD de 7,27 %.

La desviación estándar de las diferencias fue de 3,711 mmHg para la presión sistólica y de 2,382 mmHg para la presión diastólica, considerando el conjunto de mediciones realizadas. Asimismo, se obtuvieron coeficientes de correlación de 0,539 para la presión sistólica y de 0,256 para la presión diastólica, los cuales se reportan como parte del análisis cuantitativo de los datos obtenidos.

En relación con el cumplimiento de los criterios CP, el 100 % de las mediciones se ubicó dentro del rango de  $\pm 15$  mmHg para ambas presiones. El porcentaje de mediciones que se encontró dentro del rango de  $\pm 5$  mmHg corresponde a los valores consignados en el Cuadro 7.5. Con base en estos resultados, la clasificación obtenida fue Grado C para la presión sistólica y Grado B para la presión diastólica, de acuerdo con los criterios establecidos.

Las gráficas de Bland–Altman presentadas en las Figuras 7.5a y 7.5b muestran la distribución de las diferencias entre las mediciones obtenidas con el prototipo y el método de referencia para este participante. En el caso de la presión sistólica, se observa la dispersión de las diferencias alrededor del valor medio. Para la presión diastólica, la distribución de los puntos se presenta de forma más concentrada alrededor de la diferencia media, según se aprecia en la representación gráfica.

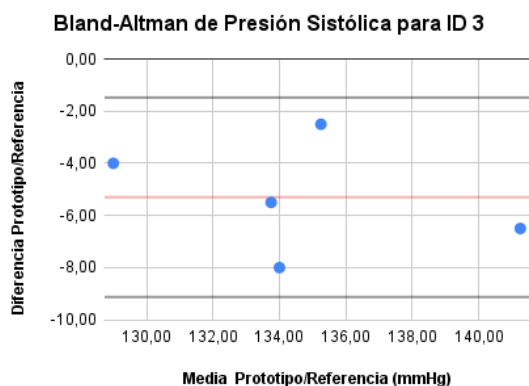
#### 7.4.1.3. Participante 3

Cuadro 7.6: Información del voluntario 3

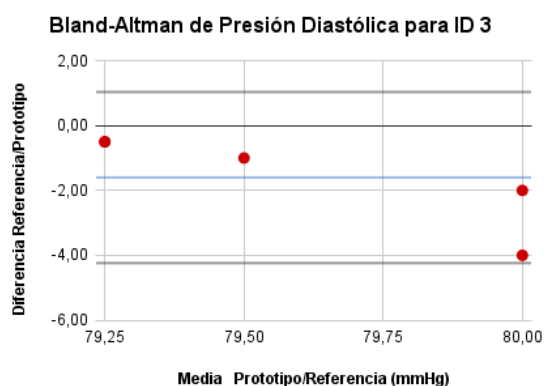
| INFORMACIÓN DE VOLUNTARIO |          |                      |                         |
|---------------------------|----------|----------------------|-------------------------|
| ID VOLUNTARIO             | 3        | MEDICAMENTOS         | LEVOTIROXINA Y LOSARTÁN |
| SEXO                      | FEMENINO | ANTECEDENTES MÉDICOS | HIPERTENSIÓN            |
| EDAD                      | 79       | REPOSO               | SÍ                      |

Cuadro 7.7: Resultados del voluntario 3

| RESULTADOS    |                 |        |       |              |          |              |          |
|---------------|-----------------|--------|-------|--------------|----------|--------------|----------|
| PRESIÓN       | MAD             | PMAD   | SD    | CORR         | CP5      | CP10         | CP15     |
| SIST          | 5,300           | 4,02 % | 2,139 | 0,897        | 40,00 %  | 100,00 %     | 100,00 % |
| DIAS          | 1,600           | 2,04 % | 1,475 | -0,825       | 100,00 % | 100,00 %     | 100,00 % |
| CLASIFICACIÓN | PREHIPERTENSIÓN |        |       | GRADO SIST B |          | GRADO DIAS A |          |



(a) Gráfico Bland–Altman de presión sistólica del participante 3



(b) Gráfico Bland–Altman de presión diastólica del participante 3

En el **Participante 3**, identificado en el Cuadro 7.6, con diagnóstico previo de hipertensión arterial y bajo tratamiento farmacológico, se realizaron cinco etapas de medición. El número de registros disponibles estuvo determinado por las molestias asociadas al uso repetido del tensiómetro digital empleado como método de referencia durante el procedimiento de medición.

De acuerdo con los resultados consignados en el Cuadro 7.7, para la presión arterial sistólica se obtuvo un MAD de 5,300 mmHg y un PMAD de 4,02%, mientras que para la presión arterial diastólica el MAD fue de 1,600 mmHg y el PMAD de 2,04%. Las desviaciones estándar registradas fueron de 2,139 mmHg para la presión sistólica y de 1,475 mmHg para la presión diastólica, considerando el conjunto de mediciones realizadas para este participante.

En relación con el cumplimiento de los criterios CP, el 100 % de las mediciones se ubicó dentro del rango de  $\pm 10$  mmHg para ambas presiones, según los porcentajes reportados. Estos valores se mantuvieron a lo largo de las diferentes etapas de medición incluidas en el análisis.

Las gráficas de Bland–Altman presentadas en las Figuras 7.6a y 7.6b muestran la distribución de las diferencias entre las mediciones obtenidas con el prototipo y aquellas registradas mediante el método de referencia. Para la presión sistólica, los puntos se distribuyen mayoritariamente por debajo de la línea de diferencia cero, con una dispersión observable a lo largo del eje vertical. En el caso de la presión diastólica, la distribución de los puntos se presenta más concentrada alrededor de la diferencia media, con menor variabilidad visual entre las mediciones.

De acuerdo con la clasificación reportada en los resultados, los valores obtenidos corresponden a Grado B para la presión sistólica y Grado A para la presión diastólica, conforme a los criterios definidos para el análisis.

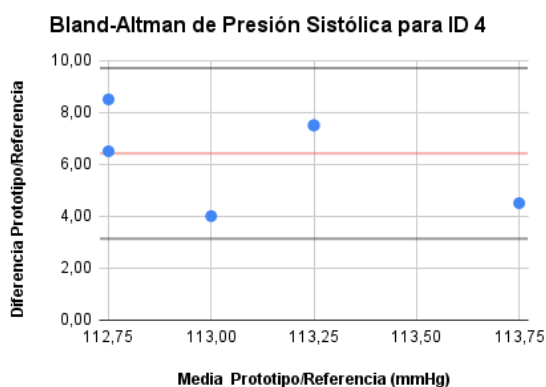
Cuadro 7.8: Información del voluntario 4

| INFORMACIÓN DE VOLUNTARIO |           |                      |           |
|---------------------------|-----------|----------------------|-----------|
| ID VOLUNTARIO             | 4         | MEDICAMENTOS         | ENALAPRIL |
| SEXO                      | MASCULINO | ANTECEDENTES MÉDICOS | NINGUNO   |
| EDAD                      | 76        | REPOSO               | SÍ        |

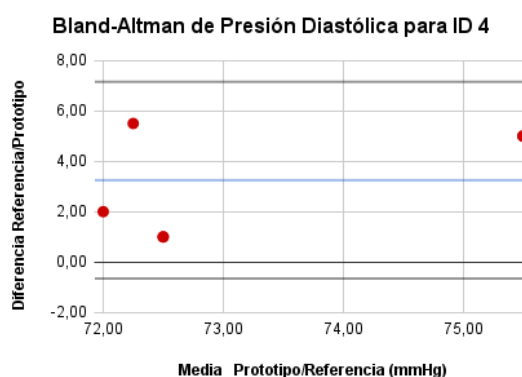
Cuadro 7.9: Resultados del voluntario 4

| RESULTADOS    |        |        |              |        |              |          |          |
|---------------|--------|--------|--------------|--------|--------------|----------|----------|
| PRESIÓN       | MAD    | PMAD   | SD           | CORR   | CP5          | CP10     | CP15     |
| SIST          | 6,417  | 5,51 % | 1,800        | -0,733 | 33,33 %      | 100,00 % | 100,00 % |
| DIAS          | 3,250  | 4,27 % | 2,139        | 0,490  | 83,33 %      | 100,00 % | 100,00 % |
| CLASIFICACIÓN | NORMAL |        | GRADO SIST C |        | GRADO DIAS A |          |          |

## 7.4.1.4. Participante 4



(a) Gráfico Bland–Altman de presión sistólica del participante 4



(b) Gráfico Bland–Altman de presión diastólica del participante 4

Para el **Participante 4**, identificado en el Cuadro 7.8, se presentan los resultados obtenidos durante las etapas de medición, los cuales se resumen en el Cuadro 7.9. Para la presión arterial sistólica se obtuvo un MAD de 6,417 mmHg y un PMAD de 5,51 %, mientras que para la presión arterial diastólica el MAD fue de 3,250 mmHg y el PMAD de 4,27 %, de acuerdo con los valores reportados.

Las desviaciones estándar registradas fueron de 1,800 mmHg para la presión sistólica y de 2,139 mmHg para la presión diastólica. En cuanto a los coeficientes de correlación, se obtuvo un valor de  $-0,733$  para la presión sistólica y de  $0,490$  para la presión diastólica, los cuales se incluyen como parte del análisis cuantitativo de los resultados.

Respecto al cumplimiento de los criterios CP, el 100 % de las mediciones se ubicó dentro de los rangos de  $\pm 10$  mmHg y  $\pm 15$  mmHg para ambas presiones. Para el criterio más estricto de  $\pm 5$  mmHg, el porcentaje

de cumplimiento fue del 33,33 % para la presión sistólica y del 83,33 % para la presión diastólica, según los valores consignados en el Cuadro 7.9. Con base en estos resultados, la clasificación obtenida fue Grado C para la presión sistólica y Grado A para la presión diastólica.

Las gráficas de Bland–Altman presentadas en las Figuras 7.7a y 7.7b muestran la distribución de las diferencias entre las mediciones obtenidas con el prototipo y aquellas registradas mediante el método de referencia. En la presión sistólica se observa la distribución de los puntos a lo largo del eje vertical, con una dispersión moderada respecto al valor medio. En el caso de la presión diastólica, las diferencias se presentan más concentradas alrededor de la diferencia media, según se aprecia en la representación gráfica.

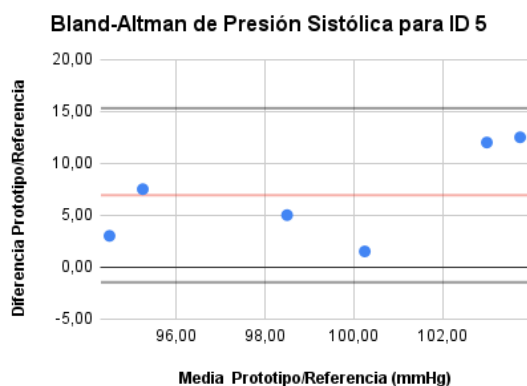
#### 7.4.1.5. Participante 5

Cuadro 7.10: Información del voluntario 5

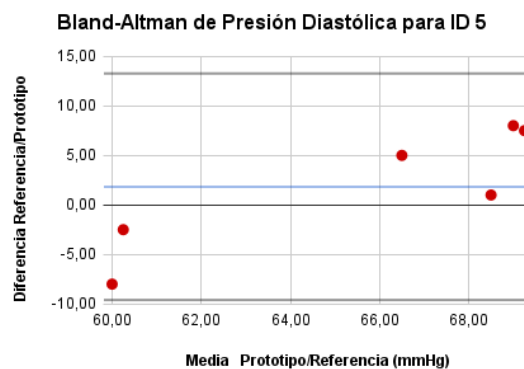
| INFORMACIÓN DE VOLUNTARIO |          |                      |                   |
|---------------------------|----------|----------------------|-------------------|
| ID VOLUNTARIO             | 5        | MEDICAMENTOS         | NINGUNO           |
| SEXO                      | FEMENINO | ANTECEDENTES MÉDICOS | SÍNCOPE VASOVAGAL |
| EDAD                      | 46       | REPOSO               | SÍ                |

Cuadro 7.11: Resultados del voluntario 5

| RESULTADOS    |        |        |       |              |         |              |          |
|---------------|--------|--------|-------|--------------|---------|--------------|----------|
| PRESIÓN       | MAD    | PMAD   | SD    | CORR         | CP5     | CP10         | CP15     |
| SIST          | 6,917  | 6,58 % | 4,598 | 0,574        | 50,00 % | 66,67 %      | 100,00 % |
| DIAS          | 5,333  | 8,08 % | 6,266 | 0,580        | 50,00 % | 100,00 %     | 100,00 % |
| CLASIFICACIÓN | NORMAL |        |       | GRADO SIST C |         | GRADO DIAS B |          |



(a) Gráfico Bland–Altman de presión sistólica del participante 5



(b) Gráfico Bland–Altman de presión diastólica del participante 5

Para el Participante 5, identificado en el Cuadro 7.10, los resultados obtenidos se presentan en el Cuadro 7.11. Para la presión arterial sistólica se obtuvo un error promedio (MAP) de 6,917 mmHg y un error porcentual

medio (PMAD) de 6,58 %, mientras que para la presión arterial diastólica el MAP fue de 5,333 mmHg y el PMAD de 8,08 %.

La desviación estándar de las diferencias fue de 4,598 mmHg para la presión sistólica y de 6,266 mmHg para la presión diastólica. En el análisis de correlación se obtuvo un coeficiente de 0,574 para la presión sistólica y de 0,580 para la presión diastólica.

En relación con los criterios CP, el 100 % de las mediciones se ubicó dentro del rango de  $\pm 15$  mmHg para ambas presiones. Para el rango de  $\pm 10$  mmHg, el cumplimiento fue del 66,67 % en la presión sistólica y del 100 % en la presión diastólica, mientras que para el rango de  $\pm 5$  mmHg el cumplimiento fue del 50 % en ambos casos. De acuerdo con estos resultados, la clasificación obtenida fue Grado C para la presión sistólica y Grado B para la presión diastólica.

En la gráfica de Bland–Altman correspondiente a la presión sistólica (Figura 7.8a), las diferencias entre el prototipo y el método de referencia se distribuyen tanto por encima como por debajo de la diferencia media, con una dispersión apreciable a lo largo del rango de valores analizados.

Para la presión diastólica (Figura 7.8b), las diferencias presentan una mayor variabilidad visual, con puntos distribuidos en ambos sentidos respecto a la línea de diferencia media y una dispersión más amplia entre las mediciones.

#### 7.4.2. Resultados y discusión

Al analizar de manera conjunta los resultados obtenidos en los cinco participantes (Participantes 1 a 5), se observan diferencias en los valores de error, dispersión y cumplimiento de los criterios CP para la estimación de la presión arterial sistólica y diastólica, según los datos reportados en los Cuadros 7.3, 7.5, 7.7, 7.9 y 7.11.

En la estimación de la presión arterial sistólica, el Participante 1 presentó el menor valor de MAP (1,333 mmHg) y PMAD (1,22 %), así como cumplimiento del 100 % en los rangos de  $\pm 5$ ,  $\pm 10$  y  $\pm 15$  mmHg, obteniendo una clasificación Grado A. En contraste, los Participantes 2, 4 y 5 registraron valores de MAP superiores a 6 mmHg y PMAD superiores al 5 %, con porcentajes de cumplimiento reducidos en el rango de  $\pm 5$  mmHg y clasificaciones Grado C para la presión sistólica. El Participante 3 presentó valores intermedios de MAP (5,300 mmHg) y PMAD (4,02 %), con clasificación Grado B.

Para la presión arterial diastólica, el Participante 1 nuevamente registró los menores valores de error (MAP de 2,250 mmHg y PMAD de 3,13 %). Los Participantes 3 y 4 presentaron MAP inferiores a 3,5 mmHg y PMAD inferiores al 5 %, con clasificaciones Grado A. Por su parte, los Participantes 2 y 5 registraron valores de MAP superiores a 5 mmHg y PMAD superiores al 7 %, lo que se reflejó en clasificaciones Grado B para la presión diastólica.

En cuanto a la dispersión de las diferencias, los valores de desviación estándar para la presión sistólica oscilaron entre 1,800 mmHg (Participante 4) y 4,598 mmHg (Participante 5), mientras que para la presión diastólica variaron entre 1,475 mmHg (Participante 3) y 6,266 mmHg (Participante 5). Estos valores evidencian diferencias en la variabilidad de las mediciones entre participantes.

Respecto al proceso de calibración, los coeficientes obtenidos a partir de los datos de los Participantes 1 y 3 fueron aplicados sin ajustes individuales a los Participantes 2, 4 y 5. Las diferencias observadas en los indicadores de error y en el cumplimiento de los criterios CP entre estos participantes reflejan variaciones intersujeto asociadas al uso de una calibración común.



# Conclusiones

---

El desarrollo del sistema portátil basado en fotoplethismografía demostró la viabilidad de la medición continua y no invasiva de la presión arterial mediante señales PPG, integrando de forma efectiva un prototipo físico con una aplicación móvil para la visualización y el almacenamiento de los datos. El sistema propuesto responde de manera adecuada a la pregunta general de investigación, al consolidar la adquisición, el procesamiento y la transmisión inalámbrica de información en una solución portátil orientada al monitoreo continuo.

A partir del análisis del sensor PPG seleccionado, se concluye que el uso de longitudes de onda en el infrarrojo, un tiempo de respuesta reducido y la capacidad de ajuste de la intensidad luminosa son factores determinantes para la obtención de señales estables y de amplitud adecuada, lo que facilita su procesamiento digital. Asimismo, aspectos de usabilidad como la disponibilidad comercial, las dimensiones compactas y la facilidad de integración resultan clave para el desarrollo de sistemas portátiles adaptables y orientados al usuario.

El diseño del sistema permitió definir de manera clara los requerimientos y las configuraciones de hardware y software necesarias para la estimación continua de la presión arterial. La integración del sensor PPG con un microcontrolador de propósito general y un sistema de comunicación inalámbrica posibilitó la transmisión de los datos hacia una aplicación móvil, garantizando un funcionamiento portátil y autónomo. Adicionalmente, la incorporación de mecanismos de control de adquisición y de un sistema de alimentación con una autonomía superior a 20 horas permitió optimizar el consumo energético y asegurar un uso prolongado del dispositivo.

La implementación del sistema validó su capacidad operativa para la adquisición, visualización, almacenamiento y análisis continuo de los datos de presión arterial. El prototipo presentó un funcionamiento estable durante períodos prolongados de uso, permitiendo el seguimiento temporal de las mediciones y la generación de alertas básicas asociadas a la clasificación de los valores de presión arterial.

La precisión del sistema fue evaluada mediante la comparación de las mediciones obtenidas con un tensiómetro convencional de referencia. El análisis estadístico evidenció que los errores se mantuvieron dentro del rango de  $\pm 7$  mmHg en los casos evaluados, alcanzando calificaciones iguales o superiores a C según el criterio establecido. Asimismo, el análisis de concordancia mediante la gráfica de Bland–Altman mostró un sesgo aceptable y una adecuada correspondencia entre ambos métodos de medición.

En conjunto, los resultados de validación confirman que el sistema propuesto presenta un nivel de precisión suficiente para la estimación continua de la presión arterial en condiciones controladas, evidenciando la viabilidad del uso de sistemas basados en PPG como alternativa no invasiva para el monitoreo continuo. No obstante, el prototipo presenta un amplio margen de mejora, lo que abre la posibilidad a futuros trabajos orientados a la optimización de los algoritmos de estimación y a la realización de validaciones con un mayor número de sujetos.

El proceso de validación experimental se llevó a cabo en cinco participantes con características fisiológicas diversas, lo que permitió analizar el comportamiento del sistema ante distintos rangos de presión arterial y condiciones individuales. Los resultados obtenidos evidenciaron variaciones entre los pacientes en los valores

de error, dispersión y cumplimiento de los criterios CP, reflejadas en clasificaciones que oscilaron entre Grado A y Grado C para la presión sistólica y entre Grado A y Grado B para la presión diastólica. Estas diferencias confirman que el desempeño del sistema depende tanto de las características del usuario como de la aplicación de una calibración común, proporcionando información relevante sobre las limitaciones y alcances del proceso de estimación empleado.

El desarrollo y evaluación de este sistema basado en fotopleletismografía pone de manifiesto la existencia de alternativas tecnológicas al uso exclusivo de tensiómetros digitales convencionales para la medición de la presión arterial. A partir de los resultados obtenidos, se evidencia que los sistemas PPG permiten realizar estimaciones continuas y no invasivas, con niveles de error cuantificables y comparables. No obstante, los resultados también muestran que estas tecnologías presentan limitaciones asociadas a la variabilidad entre los pacientes y a la necesidad de procesos de calibración, por lo que su uso debe entenderse como complementario y sujeto a validaciones adicionales, más que como un reemplazo directo de los métodos de referencia actuales.

# Trabajos futuros

---

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo, se identifican diversas líneas de desarrollo futuro orientadas a ampliar el alcance, mejorar la precisión y fortalecer la aplicabilidad del sistema propuesto para la estimación de la presión arterial.

## 1. Mejoras en el procesamiento digital de la señal y en los modelos de estimación

Como primera línea de trabajo futuro, se propone la incorporación de técnicas más avanzadas de procesamiento digital de señales, con el objetivo de mejorar la calidad de la señal fotopletiomográfica adquirida. Esto incluye el uso de filtros adaptativos, métodos de eliminación de artefactos por movimiento y estrategias de análisis en el dominio del tiempo y la frecuencia que permitan preservar las características fisiológicamente relevantes de la señal PPG.

Adicionalmente, se plantea la implementación de modelos de calibración basados en técnicas de aprendizaje automático, tales como regresión multivariable, redes neuronales o modelos híbridos, que permitan ajustar la estimación de la presión arterial a las características individuales de cada usuario. Estas aproximaciones podrían contribuir a reducir los errores asociados a la variabilidad fisiológica intersujeto y a mejorar la robustez del sistema frente a condiciones dinámicas de medición.

## 2. Incorporación de variables fisiológicas adicionales

Como segunda línea de desarrollo, se propone la inclusión de variables fisiológicas adicionales que complementen la información obtenida a partir de la señal PPG. La integración de estos parámetros permitiría enriquecer el modelo de estimación y fortalecer el monitoreo del estado cardiovascular del usuario.

La combinación de múltiples señales fisiológicas podría mejorar la sensibilidad del sistema ante cambios hemodinámicos, así como facilitar la detección temprana de alteraciones en la presión arterial, incrementando el valor clínico y preventivo del dispositivo desarrollado.

## 3. Optimización del diseño electrónico y estructural del sistema

Otra línea de trabajo futuro se orienta a la optimización del diseño electrónico y mecánico del dispositivo. En este sentido, se propone la miniaturización del hardware mediante la integración de todos los componentes en una única placa de circuito impreso, reduciendo la cantidad de módulos externos y conexiones adicionales.

Esta optimización permitiría disminuir el tamaño total del dispositivo, mejorar la eficiencia energética, reducir pérdidas por conversión de voltaje y aumentar la comodidad del usuario durante su uso cotidiano. Asimismo, una integración más compacta facilitaría la producción del sistema en versiones futuras con mayor grado de portabilidad.

## 4. Ampliación y fortalecimiento del proceso de validación experimental

Desde el punto de vista de la validación, se considera fundamental ampliar el número de sujetos evaluados y diversificar los escenarios de prueba. Futuras investigaciones deberían incluir una población

más amplia y heterogénea, considerando diferentes rangos de edad, condiciones fisiológicas y estados de salud, con el fin de analizar el desempeño del sistema en un contexto más representativo.

Además, se propone realizar evaluaciones bajo condiciones más cercanas a entornos reales o clínicos, lo que permitiría verificar la estabilidad del sistema frente a variaciones ambientales y de uso, así como reforzar la confiabilidad y reproducibilidad de los resultados obtenidos.

#### **5. Desarrollo de una aplicación móvil dedicada**

Finalmente, se plantea como trabajo futuro el desarrollo de una aplicación móvil propia que permita gestionar de manera integral la información generada por el sistema. Esta aplicación podría incluir herramientas de visualización histórica de los datos, configuración personalizada de alertas, almacenamiento seguro de información por usuario y opciones de exportación de datos para análisis posteriores.

La implementación de una plataforma móvil dedicada facilitaría la integración del dispositivo con sistemas de monitoreo remoto de la salud y aplicaciones de telemedicina, ampliando significativamente el potencial de uso del sistema tanto en entornos domiciliarios como en escenarios de seguimiento clínico.

CAPÍTULO 10

# Anexos

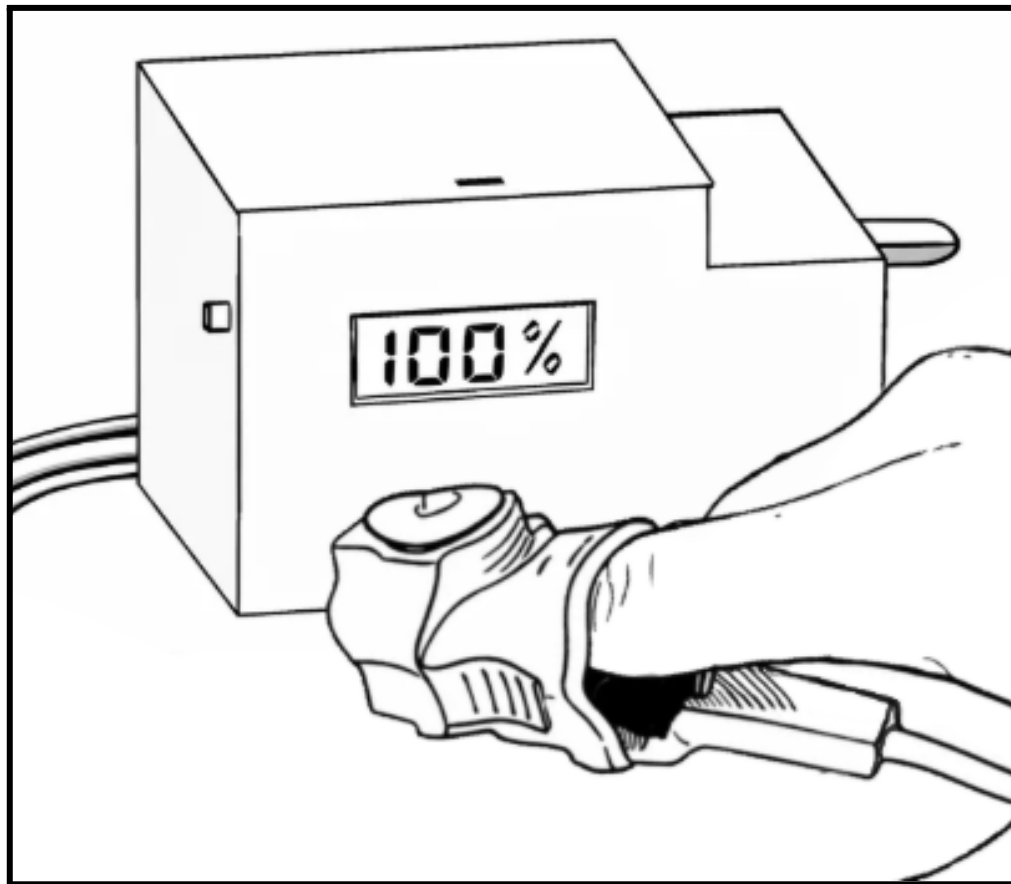
---

**Anexo A. Manual de Usuario y Mantenimiento**

Tensiómetro PPG Care

# Instrucciones de uso

---



## Contenido

|   |           |
|---|-----------|
| <b>Introducción.....</b>  | <b>1</b>  |
| Uso previsto e indicaciones de uso.....                         | 1         |
| Contraindicaciones.....   | 2         |
| Finalidad de este documento.....                                | 2         |
| <b>Advertencias y precauciones.....</b>                         | <b>2</b>  |
| Exención de responsabilidad médica.....                         | 3         |
| Antes de empezar.....   | 4         |
| Requisitos del dispositivo del paciente para la aplicación..... | 4         |
| <b>Uso del sistema PPG Care.....</b>                            | <b>4</b>  |
| Lista de contenidos.....  | 4         |
| Partes e indicadores.....                                       | 5         |
| Dispositivo Externo.....  | 5         |
| Dispositivo Interno.....  | 6         |
| Opciones de alimentación.....                                   | 6         |
| Colocación del sensor PPG en el paciente.....                   | 7         |
| <b>Uso de la aplicación.....</b>                                | <b>8</b>  |
| Interfaz de aplicación.....                                     | 8         |
| Pantalla 1.....   | 8         |
| Pantalla 2.....   | 9         |
| Iniciar la aplicación por primera vez.....                      | 9         |
| Lecturas.....   | 10        |
| Presión Actual.....   | 10        |
| Historial de Presión.....                                       | 11        |
| Alarmas.....  | 12        |
| Alarmas visuales.....   | 12        |
| Alarmas auditivas.....  | 12        |
| Descargar datos.....  | 13        |
| <b>Mantenimiento del dispositivo.....</b>                       | <b>14</b> |
| Limpieza.....   | 14        |
| <b>Solución de problemas.....</b>                               | <b>14</b> |

## Introducción

### Uso previsto e indicaciones de uso

El tensiómetro PPG Care ha sido diseñado para la medición de la presión arterial en pacientes mayores de 18 años. Este dispositivo realiza de manera automática la medición de las presiones sistólica y diastólica. Su uso está orientado a ser realizado en el hogar, proporcionando una referencia confiable de los valores de presión arterial.

El sistema PPG Care está concebido para recopilar datos, realizar seguimientos, generar tendencias y transmitir información sobre la presión arterial desde el tensiómetro PPG Care a la aplicación de Virtuino. Además, permite la exportación del registro de presiones. Es importante destacar que el sistema PPG Care no está destinado para el diagnóstico, tratamiento, cura o prevención de enfermedades. Este dispositivo no sustituye la atención médica proporcionada por un profesional de la salud.

### Contraindicaciones

Este dispositivo no se ha diseñado para usarlo en neonatos, bebés o niños menores de edad. No se ha establecido la eficacia de este dispositivo en pacientes embarazadas y pacientes que padezcan hipotensión.

### Finalidad de este documento

Este manual le sirve de ayuda para el uso del Tensiómetro PPG Care y la aplicación asociada con el fin de realizar un seguimiento de sus lecturas.

**Nota:** Para el uso es necesario descargar la aplicación de Virtuino.

En el manual se incluyen los siguientes puntos:

- Uso del dispositivo
- Instalación de la aplicación Virtuino 6 en su teléfono
- Uso de la aplicación
- Solución de problemas habituales

En este manual no se explican términos o conceptos médicos o de aplicaciones móviles.

## Advertencias y precauciones

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones al paciente. El dispositivo no es adecuado para medir la presión sanguínea de neonatos o niños.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones al paciente. El dispositivo no debe ser utilizado dentro del entorno médico.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones. No queme las baterías. Pueden presentar fugas o explotar.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones al paciente. Si el paciente experimenta molestias durante una medición, como dolor en el dedo u otras dolencias, retire el sensor PPG.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones al paciente. No coloque el manguito en zonas donde la piel del paciente sea delicada o esté dañada. Observe con frecuencia el lugar donde se coloque el sensor para comprobar si se produce irritación.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones al paciente. No utilice el sensor PPG si el paciente tiene alergia al poliéster o a los materiales sintéticos.

**ADVERTENCIA** Riesgo de mediciones inexactas. No utilice el sensor PPG y un manguito de presión sanguínea de manera simultánea en la misma extremidad. Si lo hace, podría provocar una pérdida del flujo pulsátil y, como resultado, la pérdida de la lectura o un valor inexacto de presión arterial hasta que el flujo vuelva.

**ADVERTENCIA** Riesgo de mediciones inexactas. No utilice el dispositivo en pacientes con convulsiones o temblores.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones. No toque la salida de las baterías/ adaptador y al usuario a la vez.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones. Deseche los accesorios, las piezas desmontables y el dispositivo de acuerdo con las directrices locales.

**ADVERTENCIA** Riesgo de lesiones. No está permitido el uso del dispositivo mientras se encuentra cargando.

**ADVERTENCIA** Riesgo de mediciones inexactas. Guarde únicamente sus propias lecturas en la aplicación. Si guarda lecturas que pertenezcan a otra persona, es posible que se guarde información inexacta.

**PRECAUCIÓN** Este dispositivo está diseñado para medir y monitorizar de forma no invasiva la presión sanguínea. No está pensado para una finalidad distinta a la de obtener una medición de la presión sanguínea.

**PRECAUCIÓN** No intente reparar la unidad usted mismo si esta no funciona de forma correcta.

**PRECAUCIÓN** Informe al fabricante de cualquier suceso o funcionamiento inesperado.

**PRECAUCIÓN** Utilice un paño suave para limpiar toda la unidad. No utilice productos de limpieza abrasivos o volátiles. Consulte las instrucciones de limpieza que se presentan más adelante en estas Instrucciones de uso.

## Exención de responsabilidad médica

El sistema PPG Care simplemente transmite datos. Los pacientes que utilicen la aplicación y dispositivos de monitorización remota de pacientes se comprometen a:

- Consultar siempre a un médico u otro profesional sanitario cualificado si tienen alguna duda sobre una enfermedad
- No ignorar en ningún momento las recomendaciones médicas ni posponer la consulta a un médico debido a las lecturas y al contenido del sistema PPG Care

## Antes de empezar

En este manual se da por sentado que sabe realizar estas tareas básicas:

- Acceder a Internet mediante una conexión inalámbrica o a través de la conexión de datos de su móvil.
- Localizar y descargar aplicaciones de App Store o Google Play.
- Abrir aplicaciones.
- Utilizar botones/teclas para seleccionar o activar controles.
- Desplazarse por varias aplicaciones activas.

## Requisitos del dispositivo del paciente para la aplicación

La aplicación Virtuino 6 con PPG Care es compatible tanto con dispositivos Android como iOS.

- Sistema operativo Android: versión 6.0 o posterior
- Sistema operativo iOS: versión 12.0 o posterior
- Conexión a Internet: necesaria para el funcionamiento
- Software antivirus: instalar y mantener actualizado para proteger los datos del usuario y el sistema

## Uso del sistema PPG Care

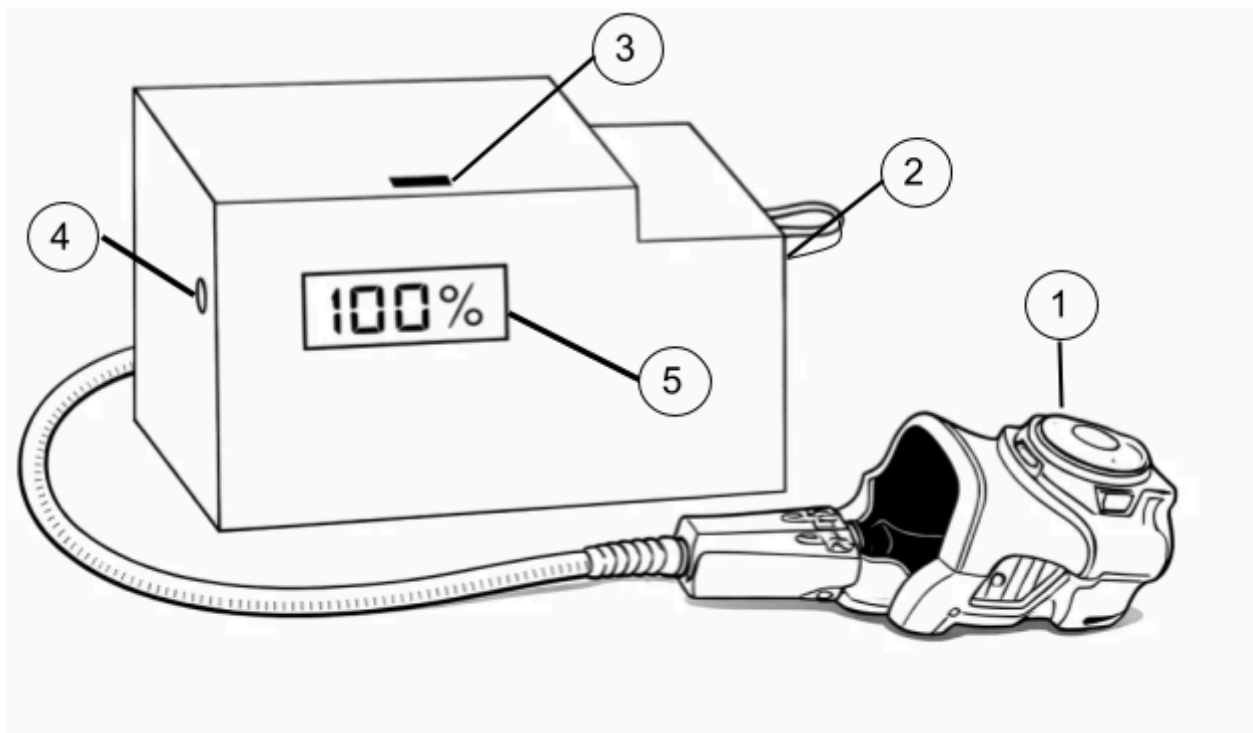
### Lista de contenidos

Los siguientes elementos se incluyen:

- Base de dispositivo PPG Care
- Sensor de dedo PPG
- Cargador tipo USB
- Archivo "PPG Care.vrt6" para la aplicación.

### Partes e indicadores

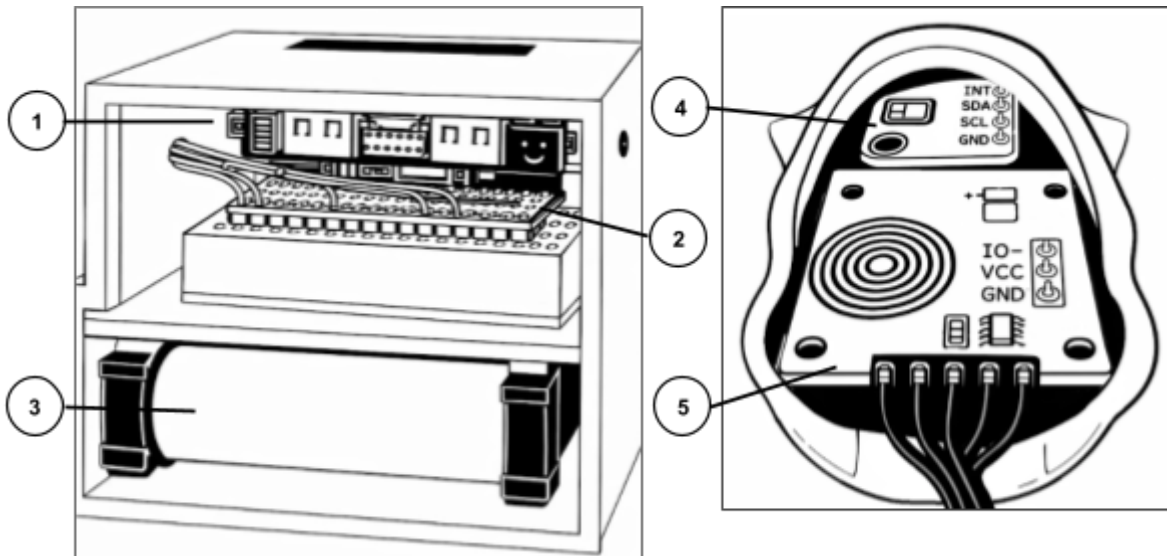
#### Dispositivo Externo



| # | Función            | Descripción  |
|---|--------------------|--|
| 1 | Sensor de dedo PPG | Se coloca en el dedo índice para tomar una medición de la presión sanguínea. |

|   |                          |   |
|---|--------------------------|---|
| 2 | Conexión de sensor PPG   | Cable de conexión de base con sensor PPG                                |
| 3 | Conexión de cargador USB | Conecta el dispositivo al cargador USB que conecta a una toma eléctrica |
| 4 | Botón de batería         | Enciende la pantalla LCD  |
| 5 | Pantalla LCD             | Muestra el nivel de batería del dispositivo.                            |

### Dispositivo Interno



| # | Función         | Descripción   |
|---|-----------------|---|
| 1 | Módulo de carga | Punto de conexión para la carga de las baterías y parte trasera de pantalla LCD             |
| 2 | Esp32           | Microcontrolador que permite al dispositivo funcionar y se conecta a la aplicación vía Wifi |
| 3 | Baterías        | 3 baterías AA recargables conectadas en serie para alimentar dispositivo                    |
| 4 | Sensor PPG      | Sensor de luz infrarroja de donde se toman las medidas para calcular la presión arterial    |
| 5 | Sensor táctil   | Sensor táctil que detecta la presencia del dedo y emite la señal para tomar datos           |



## Opciones de alimentación

El dispositivo se alimenta mediante una de estas dos fuentes:

- 3 baterías alcalinas AA recargables
- Adaptador de CA (5V 3A)

## Colocación del sensor PPG en el paciente

Para lograr una lectura precisa de la presión sanguínea, siga estos pasos para colocar el sensor PPG de forma adecuada.

1. Coloque el sensor directamente en el dedo índice.
2. Coloque el dedo dentro de la carcasa del sensor y ajústelo de manera que la luz infrarroja apunte a la yema del dedo y la base del dedo haga contacto con el piso de la carcasa.
3. Una vez que el sensor PPG esté colocado, verifique la conexión con la aplicación y espere 5 minutos mientras vigila los datos de presión sanguínea.
4. Si observa un valor anormal en la aplicación, vuelva a realizar el paso 2 hasta verificar una tendencia de presión continua.
5. No mueva el dedo durante la medición pues puede dar una medida inexacta, Si crees que la medida es incorrecta, espera a la siguiente medición sin moverte.

# Uso de la aplicación

## Interfaz de aplicación

### Pantalla 1



## Pantalla 2




## Iniciar la aplicación por primera vez


**Nota:** En esta instrucción se da por hecho que usted junto al dispositivo posee el archivo “PPG Care.vrt6” usado para la configuración de la aplicación Virtuino 6.

**Nota:** En esta instrucción se da por hecho que usted es capaz de compartir la conexión WiFi de su dispositivo móvil con otros dispositivos.


1. Si no ha instalado la aplicación Virtuino 6, descárguela e instálela ahora.



2. Toque  en el dispositivo móvil para abrir la aplicación Virtuino 6. Se muestra una pantalla de carga de Virtuino 6. A continuación se muestra la pantalla de construcción.


3. Toque  en el dispositivo móvil para abrir la configuración de la aplicación, haga clic en la opción de **Load project** y seleccione el archivo **PPG Care.vrt6** y espere a que se ejecute.

4. Con la interfaz abierta, ahora conecte su dispositivo al punto de acceso de su dispositivo móvil (**Mobile Hotspot**) y verifique la conexión de un dispositivo **Esp**.

6. Toque  en Virtuino 6 para abrir la configuración de la aplicación, haga clic en la opción de **Connect**. Verifique que en la esquina superior izquierda de la pantalla principal aparezca el

icono 

5. El dispositivo estará listo para su uso en ese momento, coloque su dedo índice en el sensor de dedo PPG posicionando su huella dactilar sobre la luz roja emitida por el sensor. Cada minuto la aplicación se actualizará con una lectura de presión

6. Para el uso normal del dispositivo toque  para abrir la **guía de uso rápida**, puede volver a la pantalla original con el mismo botón.

## Lecturas

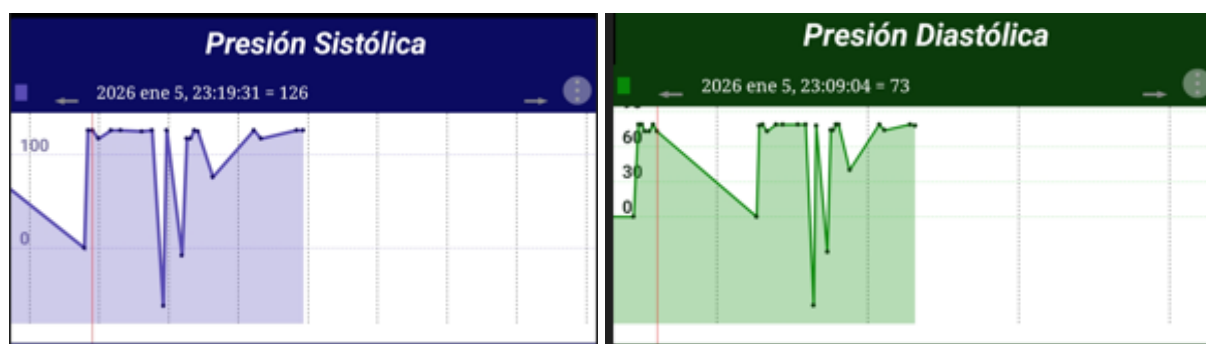
La aplicación muestra información sobre su presión arterial en dos formatos

### Presión Actual

*Presión arterial estimada:* 126 / 78


En formato de sbp/dbp se muestra el valor de presión arterial tomado por última vez por el dispositivo y se actualizará cada minuto con el uso continuo del dispositivo.

## Historial de Presión



A través de gráficas de tendencia, puedes realizar un seguimiento individual de los valores de presión arterial, tanto para la presión sistólica como diastólica. Estas gráficas son interactivas, lo que te permite desplazarte táctilmente para revisar mediciones anteriores. Una línea roja indica la posición actual, se mostrarán en la parte superior los detalles de la fecha, la hora y el valor correspondiente de la medición. A través de estas gráficas podrá descargar los valores de presión deseados, lo que se mostrará más adelante



Al tocar el ícono  en cada gráfica, se desplegará un menú que permite ajustar diversas configuraciones de la gráfica. Las opciones disponibles son:

- **Chart Period:** Configura el espacio de tiempo que se mostrará en la gráfica, con una escala que va desde minutos hasta 1 año.
- **Chart Height:** Ajusta los límites verticales de la gráfica, eligiendo entre automáticos o establecidos manualmente.
- **Chart Type:** Cambia la forma en que se visualiza la gráfica.
- **Average Value:** Decide si deseas ver el valor promedio de los datos durante el periodo de recolección en lugar de los datos en bruto. Ten en cuenta que esto eliminará el historial existente
- **Chart Settings:** Configura la actualización de datos y los límites de llegada.
- **Load manually:** Carga los datos a la base ThingSpeak, lo que también eliminará el historial actual.
- **Chart Values:** Visualiza la lista de datos y descárgalos. Lo que tendrá enfoque en otra sección
- **Clear Chart:** Limpia el historial actual de la gráfica (esta acción no se puede deshacer).

## Alarmas

Las alarmas de la aplicación se activarán al detectar valores anormalmente altos de presión arterial. Estos valores se clasificarán en dos grados de hipertensión:

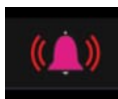
- **Grado 1:** mayores a 139 mmHg.
- **Grado 2:** mayores a 140 mmHg, siendo este último el más grave. En caso de recibir una alerta de grado 2, se recomienda rectificar el valor y consultar con un médico.

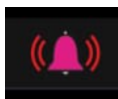
Las alarmas se presentan en dos formatos:

### Alarmas visuales



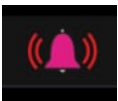
Los valores de presión arterial se presentan de forma individual para la presión sistólica y diastólica mediante luces LED. Cuando los valores son normales, el LED verde permanecerá encendido. Si el sensor detecta un cambio hacia un valor anormal, que se clasifica como hipertensión de grado 1 o grado 2, se encenderá el LED correspondiente.

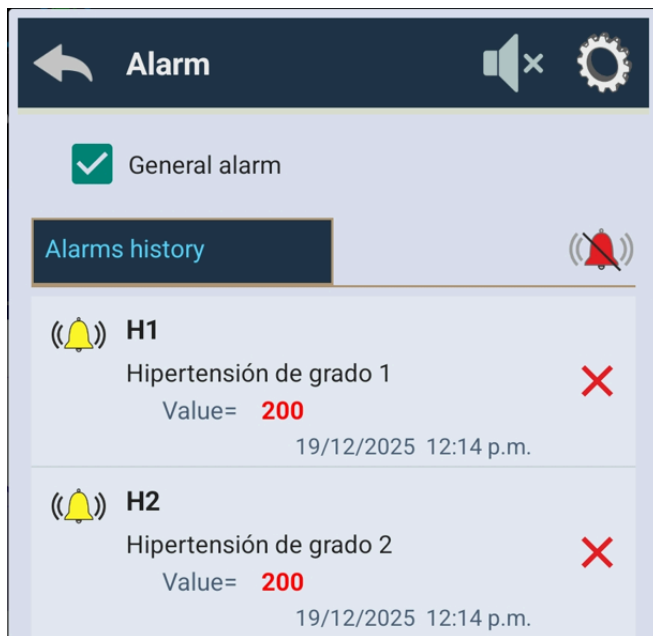


Además se presentará el símbolo  indicando que se activaron las alarmas auditivas debido a este cambio.

### Alarmas auditivas


Al detectar un valor anormal de presión, se activará una alarma auditiva continua que permanecerá sonando hasta que se ingrese un nuevo valor de presión dentro de la escala

normal o se silencie la alarma haciendo clic en  en la pantalla abriendo las alarmas. Este menú no solo permite silenciar la alarma, sino que también muestra el historial de alarmas anteriores, incluyendo su clasificación por grado y los valores registrados junto con la fecha y hora. El historial se mantendrá disponible a menos que se elimine manualmente desde los ajustes (representados por el símbolo de engranaje).



## Descargar datos

Al tocar **Chart Values** en el menú de las gráficas se abrirá el registro de todos los datos

almacenados en la gráfica hasta el momento. Al tocar  se mostrarán diferentes opciones como la descarga de los datos en formato de lista tipo .vrc o en formato excel .xls en su dispositivo además de permitir limpiar los datos que desee eliminar del historial

Al tocar **Chart Values** en el menú de las gráficas, se abrirá un registro que muestra todos los datos almacenados en la gráfica hasta el momento, junto con el nombre y el tamaño del archivo correspondiente.

En esta sección, al tocar  tendrás varias opciones disponibles:

- **Descarga de Datos:** Puedes descargar los datos en dos formatos distintos:  
  
Formato .vrc: Este formato de lista es ideal para quienes deseen realizar análisis o manipulación de los datos en programas que soporten este tipo de archivo.  
  
Formato Excel .xls: Este formato es conveniente para aquellos que prefieren trabajar con hojas de cálculo, permitiendo una fácil visualización y edición de los datos.
- **Limpieza de Datos:** También tendrás la opción de eliminar datos específicos del historial. Esto te permitirá mantener tu registro más organizado y libre de información innecesaria.

## Mantenimiento del dispositivo

El dispositivo no requiere calibración. Para obtener el mejor rendimiento de su dispositivo, siga los siguientes pasos de mantenimiento.

- Guarde el dispositivo en un lugar seco y alejado de la luz solar directa.
- Evite agitar y dejar caer el dispositivo al suelo.
- Evite utilizar el dispositivo en entornos con polvo y temperaturas inestables.

Los residuos visibles deben retirarse antes de limpiar y desinfectar. Para limpiar y desinfectar el dispositivo, se pueden utilizar toallitas aprobadas que contengan alcohol isopropílico al 70 % o lejía clorada al 10 % de manera externa. Siga las indicaciones del fabricante de las toallitas para obtener resultados óptimos.

### Limpieza

- Utilice un paño suave para limpiar toda la unidad.
- No utilice productos de limpieza abrasivos.
- Limpie el dispositivo solamente cuando sea necesario con uno de los siguientes productos: Alcohol isopropílico al 70 % o solución de lejía clorada al 10 %/agua al 90 % (toallita con lejía estándar)

Almacenamiento del equipo Al almacenar el dispositivo, el cable de alimentación y los accesorios, respete las condiciones medioambientales de almacenamiento que se indican en las especificaciones del producto.

## Solución de problemas

| Problema             | Síntoma                                   | Causa originaria                           | Solución                                       |
|----------------------|---|--|--|
| No hay batería       | La pantalla de carga no enciende          | El cargador está insertado incorrectamente | Conecte con firmeza el cargador al dispositivo |
|                      | La luz LED interna de la caja no enciende | Las baterías están agotadas                |  |
| Desconexión del wifi | Sensor PPG no                             | El Esp32 interno no                        | Abrir la tapa de la                            |

|  |  |   |   |
|--|--|---|---|
| con el dispositivo                         | enciende la luz infrarroja                             | se conectó al celular correctamente                   | base, tocar el botón EN de la Esp32 y volver a ingresar en la aplicación conectando manualmente |
| Desconexión entre dispositivo y aplicación | Aplicación no actualiza datos                          | No se está realizando buen contacto con sensor táctil | Retirar el dedo del sensor y volverlo a ingresar  |
|  |  | Se desconectó el servidor de la base de ThingSpeak    | Conectar manualmente según guía de uso de la pantalla 2   |
| Sensor PPG no tiene contacto con el dedo   | Cambio repentino de comportamiento de presión arterial | El dedo se movió de posición                          | Reacomodar dedo asegurando que huella haga contacto con fuente de luz roja del sensor PPG       |
|  |  | Se está realizando mucha presión sobre el sensor PPG  | Ajustar el dedo en una posición más cómoda y aléjalo un poco de la ubicación actual             |

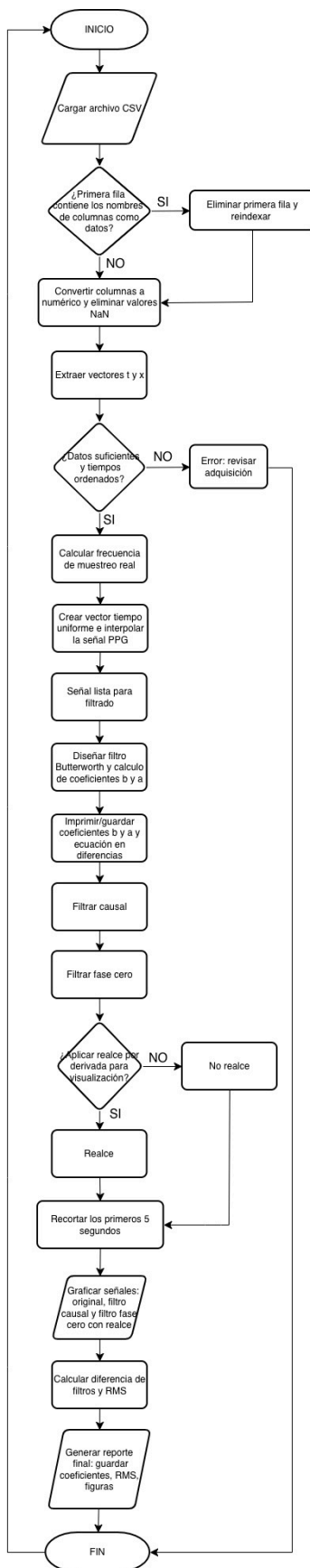


## Anexo B. Formato de prueba de prototipo para cada voluntario

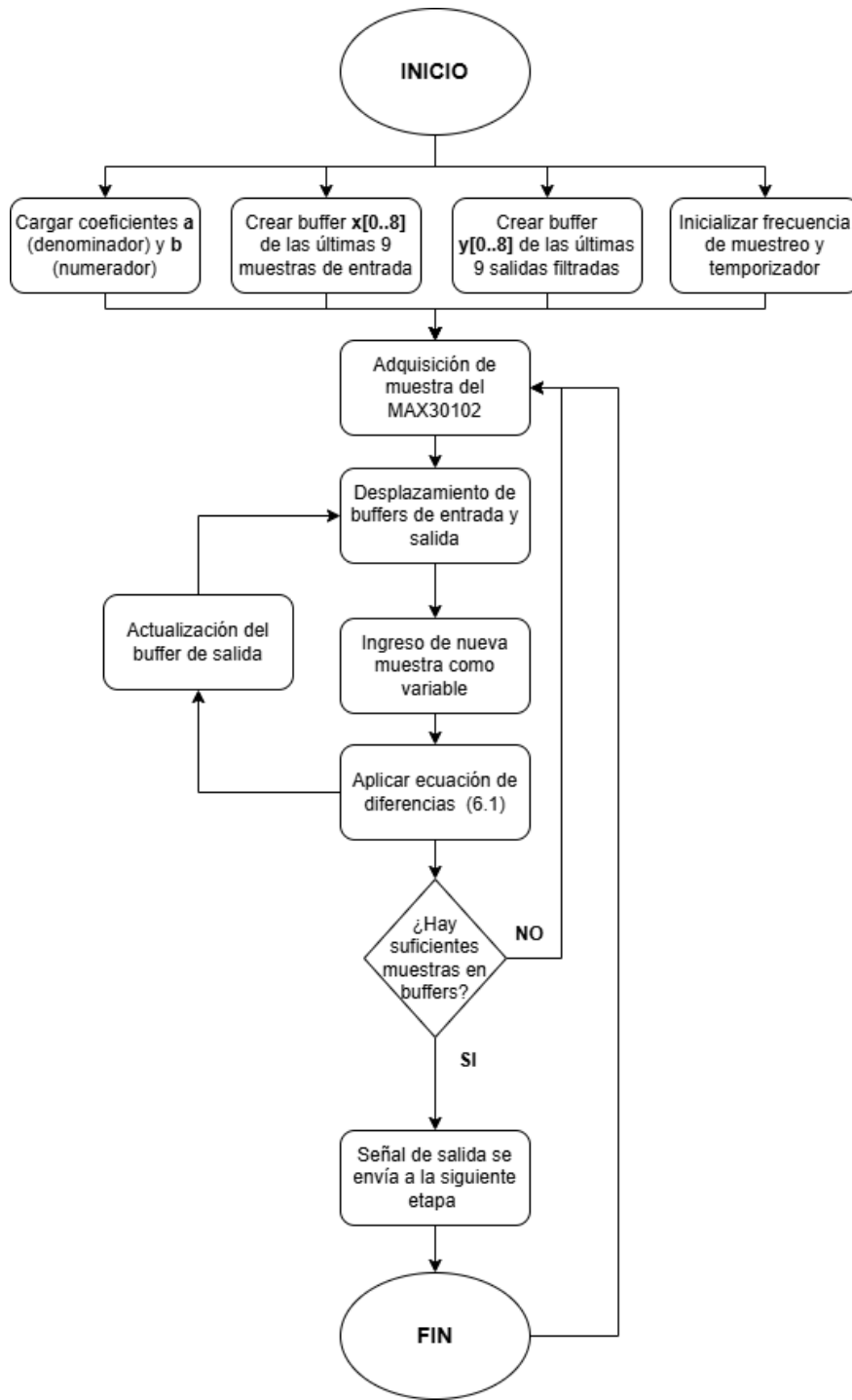
| VALIDACIÓN DE SISTEMA PPG  |         |                          |         |   |                         |            |         |
|--|---------|--------------------------|---------|---|-------------------------|------------|---------|
| METODOLOGÍA  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| <p>El participante permanecerá en reposo por 10 minutos previos a la medición. Se realizarán 6 tomas principales, separadas por 3 minutos; entre tomas, el sujeto efectuará actividades ligeras para inducir variabilidad fisiológica.</p> <p>En cada toma del prototipo, se obtendrán dos mediciones consecutivas con el tensiómetro digital de referencia (una antes y otra después), cuyo promedio se considerará valor de referencia. Las lecturas del tensiómetro no deberán diferir más de 4 mmHg; en caso contrario, se repetirá la medición.</p> <p>Las mediciones de ambos dispositivos se realizarán de forma simultánea, con el tensiómetro en el brazo izquierdo. Se mantendrá al menos 1 minuto entre mediciones repetidas.</p> <p>El prototipo deberá cumplir con una MAD <math>\leq</math> 7 mmHg respecto al valor de referencia, conforme a IEEE Std 1708-2014.</p> |         |                          |         |   |                         |            |         |
| INFORMACIÓN DE VOLUNTARIO  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| ID VOLUNTARIO:   |         | MEDICAMENTOS:            |         |   | ANTECEDENTES MEDICOS:   |            |         |
| SEXO:  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| EDAD:  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| REPOSO:  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| INFORMACIÓN DEL EQUIPO   |         |                          |         |   |                         |            |         |
| EQUIPO:  |         | MARCA:                   |         |   | MODELO:                 |            |         |
| UNIDAD: mmHg   |         | RANGO: 0 mmHg - 300 mmHg |         |   | EXACTITUD: $\pm$ 4 mmHg |            |         |
| PRUEBA DE VALIDACIÓN   |         |                          |         |   |                         |            |         |
| NÚMERO DE TOMA   |         | 1                        | 2       | 3   | 4                       | 5          | 6       |
| HORA EXACTA  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| TOMA PREVIA  | SIST    |                          |         |   |                         |            |         |
|  | DIAS    |                          |         |   |                         |            |         |
| HORA EXACTA  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| PROTOTIPO  | SIST    |                          |         |   |                         |            |         |
|  | DIAS    |                          |         |   |                         |            |         |
| HORA EXACTA  |         |                          |         |   |                         |            |         |
| TOMA POSTERIOR   | SIST    |                          |         |   |                         |            |         |
|  | DIAS    |                          |         |   |                         |            |         |
| PROM   | SIST    | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | #DIV/0!                 | #DIV/0!    | #DIV/0! |
|  | DIAS    | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | #DIV/0!                 | #DIV/0!    | #DIV/0! |
| DIF ABS  | SIST    | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | #DIV/0!                 | #DIV/0!    | #DIV/0! |
|  | DIAS    | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | #DIV/0!                 | #DIV/0!    | #DIV/0! |
| DIF REL  | SIST    | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | #DIV/0!                 | #DIV/0!    | #DIV/0! |
|  | DIAS    | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | #DIV/0!                 | #DIV/0!    | #DIV/0! |
| RESULTADOS   |         |                          |         |   |                         |            |         |
| PRESIÓN  | MAP     | PMAD                     | SD      | CORR  | CP5                     | CP10       | CP15    |
| SIST   | #DIV/0! | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | 0,00%                   | 0,00%      | 0,00%   |
| DIAS   | #DIV/0! | #DIV/0!                  | #DIV/0! | #DIV/0!   | 0,00%                   | 0,00%      | 0,00%   |
| CLASIFICACIÓN  | #DIV/0! |                          |         | GRADO SIST  | #DIV/0!                 | GRADO DIAS | #DIV/0! |
| Añade una serie para empezar a visualizar tus datos  |         |                          |         | Añade una serie para empezar a visualizar tus datos |                         |            |         |



## Anexo C. Diagrama de flujo de diseño del filtro butterworth

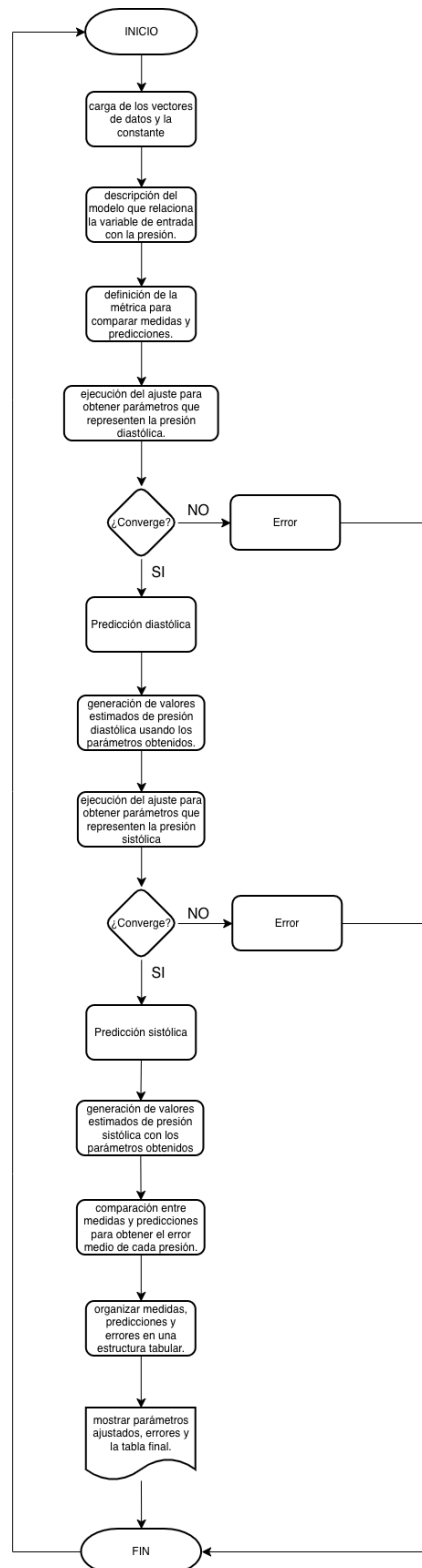


## Anexo D. Diagrama de flujo de implementación del filtro butterworth

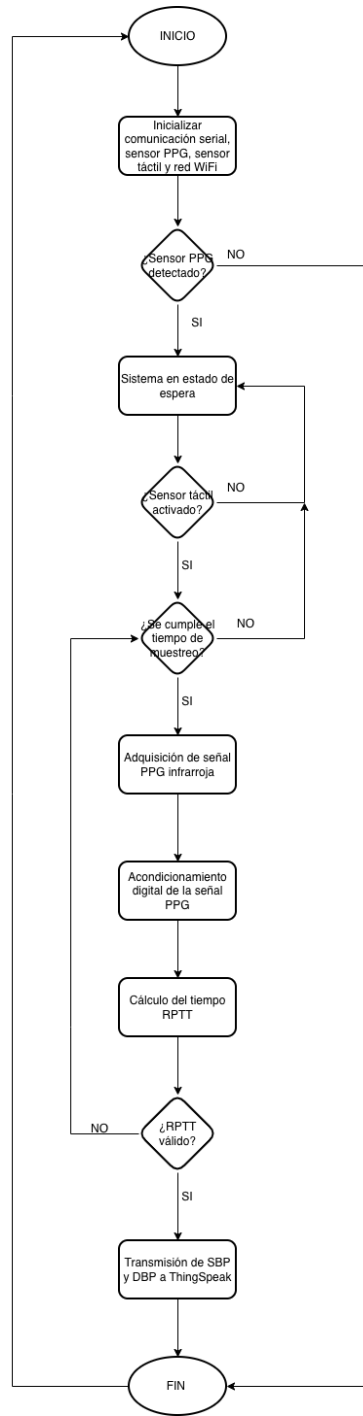




## Anexo E. Diagrama de flujo de la etapa de calibración



## Anexo F. Diagrama de flujo integrado





## Anexo G. Formato del consentimiento informado

### **CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN PRUEBAS DEL DISPOSITIVO DE PRESIÓN ARTERIAL PPG**

Este documento se rige bajo lo establecido por la Resolución 8430 de 1993 del Ministerio de Salud de Colombia, en particular su Artículo 15 sobre consentimiento informado en investigación con seres humanos, y por la Ley 1581 de 2012 de Protección de Datos Personales.

Estimado/a participante,

Le invitamos a participar en las pruebas de validación de nuestro proyecto de grado titulado “**Desarrollo de un sistema portátil para el monitoreo continuo de la presión arterial basado en fotoplethismografía (PPG)**”, como parte de los requisitos para optar al título de Ingenieras Biomédicas de la Pontificia Universidad Javeriana – Cali.

El propósito de esta investigación es diseñar y validar un prototipo de dispositivo portátil que permita medir de manera continua la presión arterial sin necesidad de brazaletes inflables. El sistema se basa en la tecnología de fotoplethismografía (PPG), la cual utiliza sensores ópticos para registrar cambios en el volumen sanguíneo. Su funcionamiento está acompañado de una aplicación móvil para visualizar, almacenar y analizar los datos recogidos. Su participación contribuirá significativamente a evaluar el desempeño técnico del prototipo.

Durante la prueba, se le solicitará que se coloque el dispositivo portátil en su dedo índice, el cual permanecerá en contacto con su piel, mientras que en el otro brazo se ubicará un tensiómetro digital automático para realizar mediciones simultáneas y comparar los resultados obtenidos mediante un formato Excel, donde para el registro se pedirá mencionar sus iniciales, edad, sexo, toma de medicamentos o antecedentes que puedan afectar la prueba. La prueba tendrá una duración aproximada de 20 a 35 minutos, se llevará a cabo en condiciones controladas y bajo la supervisión del director del proyecto, y de un auxiliar de enfermería. Para el correcto registro de los datos, usted deberá seguir las indicaciones dadas por los estudiantes responsables y sus supervisores.

Bajo el principio de No Maleficencia, este procedimiento no implica ningún tipo de intervención invasiva, administración de medicamentos, ni toma de muestras biológicas. Es completamente seguro. Sin embargo, podrían presentarse algunas molestias leves, como presión o incomodidad por el contacto del dispositivo en la muñeca, mantener una posición estática durante el tiempo de prueba, o sensación de compresión en el brazo donde se coloque el tensiómetro digital, debido al inflado repetido de su brazalete. En casos poco frecuentes, esto último podría generar enrojecimiento o leve entumecimiento temporal, sin consecuencias clínicas.

Esta investigación no contempla beneficios directos para usted. Sin embargo, bajo el principio de Beneficencia, su participación aportará al desarrollo de una herramienta tecnológica accesible y útil para personas con enfermedades cardiovasculares o riesgo de hipertensión, contribuyendo a mejorar las estrategias de prevención y autocuidado en salud.

Queremos enfatizar que su participación es completamente voluntaria. Conforme al principio de Autonomía, usted tiene derecho a negarse a participar o a retirarse del estudio en cualquier momento, sin necesidad de justificar su decisión, y sin que esto implique ningún tipo de consecuencia negativa o afectación a su atención médica actual o futura. Además, tiene derecho a realizar cualquier pregunta sobre el estudio, antes o durante su participación, y a recibir respuestas claras por parte del equipo investigador.

Toda la información que se recolecte será tratada con estricta confidencialidad y anonimato. No se recopilarán datos personales sensibles, entendiendo datos personales como aquellos que afectan la intimidad del titular o cuyo uso indebido puede generar discriminación. Los registros obtenidos serán almacenados de manera segura, exclusivamente para fines académicos y científicos. El manejo de los datos se ajustará a la Ley 1581 de 2012, garantizando su protección, acceso y posible eliminación si usted así lo solicita, en concordancia con el principio ético de Justicia.

Este estudio no implica ningún costo para usted, y cualquier gasto adicional será cubierto por los recursos del proyecto. En caso improbable de que se presente algún inconveniente relacionado con la prueba, el equipo responsable estará disponible para atenderle de inmediato. No se contempla indemnización económica, dado que se trata de una prueba no invasiva, de bajo riesgo y con supervisión directa.

Si tiene inquietudes, comentarios o desea más información, puede comunicarse con nosotras, las estudiantes responsables del proyecto, o con los directores:

[valentinadicue05@javerianacali.edu.co](mailto:valentinadicue05@javerianacali.edu.co), [nmarmolejo@javerianacali.edu.co](mailto:nmarmolejo@javerianacali.edu.co),  
[juanesteban.palacios@javerianacali.edu.co](mailto:juanesteban.palacios@javerianacali.edu.co), [cristian.torres@javerianacali.edu.co](mailto:cristian.torres@javerianacali.edu.co)

También puede dirigirse al Comité de Ética de la Universidad enviando un correo a [etica.investigacion@javerianacali.edu.co](mailto:etica.investigacion@javerianacali.edu.co)

## DECLARACIÓN DEL PARTICIPANTE

Declaro que he leído o se me ha leído este documento en su totalidad, que he comprendido el objetivo del estudio, los procedimientos, posibles molestias, beneficios y mis derechos como participante.

He tenido la oportunidad de hacer preguntas, las cuales han sido respondidas de forma satisfactoria. Autorizo libre y voluntariamente mi participación en esta prueba.

Nombre completo del participante: \_\_\_\_\_

Firma del participante: \_\_\_\_\_

Fecha: \_\_\_\_\_

Firma del investigador responsable: \_\_\_\_\_

# Bibliografía

- [1] G. Alves and C. Góes, “A smartphone-integrated approach to blood pressure estimation: Combining video ppg and pre-trained convolutional neural networks,” *Revista Eletrônica de Iniciação Científica em Computação*, vol. 23, pp. 69–80, 06 2025.
- [2] R. M. Touyz, L. L. Camargo, F. J. Rios, R. Alves-Lopes, K. B. Neves, O. Eluwole, M. J. Maseko, A. Lucas-Herald, Z. Blaikie, A. C. Montezano, and R. D. Feldman, *Comprehensive Pharmacology*, 1st ed. Elsevier, June 2022, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-820472-6.00192-4>
- [3] E. B. Boateng and A. G. Ampofo, “A glimpse into the future: modelling global prevalence of hypertension,” *BMC Public Health*, vol. 23, no. 1906, October 2024, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1186/s12889-023-16662-z>
- [4] S. R. S. (Chair), A. C. (Co-Chair), D. I. de Salazar Molina, L. Alcocer, D. Aristizabal, E. Barbosa, A. A. Brandao, M. E. Diaz-Velazco, R. Hernández-Hernández, P. López-Jaramillo, J. López-Rivera, J. Ortellado, J. Parra-Carrillo, G. Parati, E. Peñaherrera, A. J. Ramirez, W. K. Sebba-Barroso, O. Valdez, F. Wyss, A. Heagerty, and G. Mancina, “2024 latin american society of hypertension guidelines on the management of arterial hypertension and related comorbidities in latin america,” *Journal of Hypertension*, vol. 43, 2024, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.fundacionfavaloro.org/directrices-lash-2024-ip/>
- [5] L. López-Jaramillo, J. P. López-Lopez, J. Otero, N. Alarcon-Ariza, M. Mogollon-Zehr, P. A. Camacho, G. Sanchez, C. Narvaez, M. Casanova, E. Arcos, G. Aroca, A. Quintero, T. Beaney, G. Partington, and N. R. Poulter, “May measurement month 2019: an analysis of blood pressure screening results from colombia,” *European Heart Journal Supplements*, vol. 23, May 2021, acceso en: abr. 29, 2025.
- [6] Ministerio de Salud de Colombia, “Día mundial de la hipertensión arterial – mayo 17 de 2017. ficha técnica,” Ministerio de Salud de Colombia, Tech. Rep., May 2017, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/VS/PP/ENT/dia-mundial-hipertension-2017.pdf>
- [7] L. A. Merchán, P. S. Quintero, L. A. Soler, F. Valderrama, M. T. Daza, A. N. Bogoya, and A. R. Conto, “Día mundial de la hipertensión arterial,” *Cuenta de Alto Costo*, vol. 3, no. 10, may 2017, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: [https://cuentadealtocosto.org/wp-content/uploads/2019/10/CAC.Co\\_2017\\_05\\_16\\_hipertension.pdf](https://cuentadealtocosto.org/wp-content/uploads/2019/10/CAC.Co_2017_05_16_hipertension.pdf)
- [8] L. A. Merchán, M. T. Daza, L. A. Soler, J. C. Fuentes, F. Valderrama, and L. B. Vaca, “Reporte especial de la cuenta de alto costo día mundial de la hipertensión,” *Cuenta de Alto Costo*, vol. 1, no. 3, may 2019, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://cuentadealtocosto.org/download/17-d-e-mayo-dia-mundial-de-la-hipertension-arterial-reporte-especial-de-la-cuenta-de-alto-costo/>
- [9] M. U. Triana. (2021, may) Día mundial de la hipertensión arterial. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://cuentadealtocosto.org/general/dia-mundial-de-la-hipertension-arterial/>
- [10] L. A. J. Forero. (2023, may) Día mundial de la hipertensión arterial. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://cuentadealtocosto.org/general/dia-mundial-de-la-hipertension-arterial/>
- [11] ——. (2024, may) Informe hipertensión. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://cuentadealtocosto.org/erc/dia-mundial-de-la-hipertension-arterial-2/>

- [12] Sociedad Interamericana de Cardiología. (2024, October) Guía para el manejo de la presión arterial alta y de la hipertensión arterial. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.siacardio.com/academia/guias/ha/>
- [13] S. Rehman and M. F. Hashmi. (2022, dec) Blood pressure measurement. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK482189/>
- [14] A. S. López, “Ingeniería inversa aplicada a un tensiómetro digital de uso doméstico,” Tesis de grado, Universitat Politècnica de València, Valencia, jul 2020, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://riunet.upv.es/handle/10251/148308>
- [15] F. Lopez-Jimenez. (2025, mar) Monitores de muñeca para la presión arterial: ¿son exactos? Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/high-blood-pressure/expert-answers/wrist-blood-pressure-monitors/faq-20057802>
- [16] OMRON, *Monitor de presión arterial de muñeca automático*, 2nd ed., Japón, may 2022, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.gimaitaly.com/DocumentiGIMA/Manuali/ES/M49923ES.pdf>
- [17] GetWellue. (2024) Reloj inteligente de presión arterial. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://es.getwellue.com/productos/Reloj-inteligente-de-presi{ó}n-arterial-con-frecuencia-card{í}aca-y-ox{í}geno-en-sangre>
- [18] O. C. Molinero. (2024, apr) Cómo medir la presión arterial con un smartwatch. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://blog.orange.es/producto/smartwatch-presion-arterial-como-medir/>
- [19] J. V. Cañas, “Estudio sobre métodos para la medida no intrusiva de la presión arterial,” Master’s thesis, Universitat Oberta de Catalunya, Cataluña, 2021, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <http://hdl.handle.net/10609/137870>
- [20] M. Elgendi, R. Fletcher, Y. Liang, N. Howard, N. H. Lovell, D. Abbott, K. Lim, and R. Ward, “The use of photoplethysmography for assessing hypertension,” *NPJ Digital Medicine*, vol. 2, no. 60, jun 2019, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0136-7>
- [21] A. S. Vischer and T. Burkard, “Principles of blood pressure measurement – current techniques, office vs ambulatory blood pressure measurement,” *Hypertension: from basic research to clinical practice. Advances in Experimental Medicine and Biology()*, vol. 956, pp. 85–96, 2016, acceso en: may. 7, 2025. [Online]. Available: [https://doi.org/10.1007/5584\\_2016\\_49](https://doi.org/10.1007/5584_2016_49)
- [22] K. Santo and J. Redfern, “The potential of mhealth applications in improving resistant hypertension self-assessment, treatment and control,” *Curr Hypertens*, vol. 21, no. 81, oct 2019, acceso en: may. 7, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s11906-019-0986-z>
- [23] H. Oliveira, “Desenvolvimento de um sistema de monitoramento de pressão arterial baseado em fotoplethysmografia,” Ph.D. dissertation, Universidade Federal do Amazonas, 2019, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: [https://tede.ufam.edu.br/bitstream/tede/9119/5/Disserta%C3%A7%C3%A3o\\_HygoOliveira\\_PPGI.pdf](https://tede.ufam.edu.br/bitstream/tede/9119/5/Disserta%C3%A7%C3%A3o_HygoOliveira_PPGI.pdf)
- [24] Manual MSD. Hipertensión arterial. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.msdmanuals.com/es/hogar/trastornos-del-coraz%C3%B3n-y-los-vasos-sangu%C3%ADneos/hipertensi%C3%B3n-arterial/hipertensi%C3%B3n-arterial>

- [25] Texas Heart Institute. Presión arterial alta (hipertensión arterial). Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/presion-arterial-alta-hipertension-arterial/>
- [26] Mayo Clinic. Hipertensión secundaria. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/secondary-hypertension/symptoms-causes/syc-20350679>
- [27] J. Ramírez-Bello, O. Pérez-Méndez, S. Ramírez-Fuentes, S. Carrillo-Sánchez, G. Vargas-Alarcón, and J. M. Fragoso, “Genética de la hipertensión arterial esencial,” *Archivos de Cardiología de México*, vol. 81, no. 3, pp. 219–226, 2011, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: [https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1405-99402011000300013](https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1405-99402011000300013)
- [28] World Health Organization. Hypertension. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/hypertension>
- [29] Laboratorios Legrand. Hipertensión e insuficiencia cardíaca. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://blog.laboratorioslegrand.com/hipertension-e-insuficiencia-cardiaca>
- [30] National Kidney Foundation. La presión arterial alta y la enfermedad renal crónica. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: [https://www.kidney.org/sites/default/files/11-10-0214\\_AAI\\_PatBro\\_HBPandCKD\\_1-4\\_NKF\\_SPAN\\_Jan08.pdf](https://www.kidney.org/sites/default/files/11-10-0214_AAI_PatBro_HBPandCKD_1-4_NKF_SPAN_Jan08.pdf)
- [31] American Stroke Association. La presión arterial alta y el accidente cerebrovascular. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: [https://www.stroke.org/-/media/Stroke-Files/Spanish-Resources/DS16337\\_LTAS\\_HBPandStroke\\_SPANISH.pdf](https://www.stroke.org/-/media/Stroke-Files/Spanish-Resources/DS16337_LTAS_HBPandStroke_SPANISH.pdf)
- [32] American Heart Association. ¿qué es la presión arterial alta? Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: [https://www.heart.org/-/media/files/health-topics/answers-by-heart/answers-by-heart-spanish/what-is-highbloodpressure\\_span.pdf](https://www.heart.org/-/media/files/health-topics/answers-by-heart/answers-by-heart-spanish/what-is-highbloodpressure_span.pdf)
- [33] K. Javorka, “Continuous non-invasive blood pressure monitoring: a review,” *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol. 39, no. 1, 2023, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10751046/>
- [34] P. Lewis, “Innovations in blood pressure monitoring: a review,” *Journal of Human Hypertension*, vol. 33, pp. 349–351, 2019, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1038/s41371-019-0196-9>
- [35] Univadis. ¿es posible medir la presión arterial mediante una nueva técnica? Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://www.univadis.es/viewarticle/es-posible-medir-la-presi%25C3%25B3n-arterial-mediante-una-2023a10007ka>
- [36] Royal Society of Chemistry. A new approach to non-invasive blood pressure monitoring. Acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://pubs.rsc.org/en/content/articlehtml/2024/sd/d3sd00201b>
- [37] G. C. F. Scardulla, S. Spinsante, A. Poli, G. Iadarola, R. Pernice, A. Busacca, S. Pasta, L. Scalise, and L. D’Acquisto, “Advancements in blood pressure monitoring technologies,” *Elsevier*, vol. 218, no. 113150, 2023, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2023.113150>
- [38] J. G. Webster, *Diseño de oxímetros de pulso*. CRC Press, 1997.
- [39] Y. Maeda, M. Sekine, and T. Tamura, “Advantages of a green-reflected photoplethysmography for portable devices,” *Journal of Medical Systems*, vol. 35, no. 5, pp. 829–834, 2011.

- [40] Y. Maeda and et al., “Comparison of reflected green light and infrared photoplethysmography,” in *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2008, pp. 2270–2272.
- [41] J. Lee and et al., “Comparison between red, green and blue light reflection photoplethysmography for heart rate monitoring during motion,” in *Proceedings of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2013, pp. 1724–1727.
- [42] Y. Sun and N. Thakor, “Advancements in non-invasive blood pressure monitoring,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 3, pp. 463 – 477, 2016, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/TBME.2015.2476337>
- [43] A. B. Williams and F. J. Taylor, “Introducción a los filtros digitales,” in *Manual de Diseño de Filtros Electrónicos*, 4th ed. New York: McGraw-Hill, 2006, ch. 3-12.
- [44] R. Wrede and M. Spiegel, “Derivadas,” in *Schaum’s Outline of Advanced Calculus*, 3rd ed. New York: McGraw-Hill, 2010, ch. 4.
- [45] W. Shi, L. Dong, J. Cheng, Y. Mu, C. Yue, and M. Hu., “Non-invasive blood pressure monitoring using a single-channel ppg sensor with adaptive kalman algorithm and 4-led arrayed structure,” *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 73, no. 9520414, 2024, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/TIM.2024.3480192>
- [46] R. K. Pandey, P. C.-P. Chao, and S. K. Khyalia, “A ppg readout integrated with rppt estimation in analog for blood pressure measurement,” *2023 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS)*, 2023, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/ISCAS46773.2023.10181372>
- [47] J. Kim and S. W. Park, “First-in-human study for evaluating the accuracy of blood pressure measurement using the ring-type device with a photoplethysmography,” *European Heart Journal*, vol. 44, 2023, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehad655.2330>
- [48] P. Yao, N. Xue, S. Yin, C. You, Y. Guo, and Y. Shi, “Multi-dimensional feature combination method for continuous blood pressure measurement based on wrist ppg sensor,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 26, no. 8, pp. 3708 – 3719, 2022, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/JBHI.2022.3167059>
- [49] L. N. Sharma, A. Khair, and V. Kumar, “Cuff-less blood pressure measurement from wearable optical biosignal,” *2024 22nd International Conference on ICT and Knowledge Engineering (ICTKE)*, 2024, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/ICTKE62841.2024.10787184>
- [50] W. Liu, J. Cheng, Z. Wu, J. Li, W. Shi, and W. Yang, “A wearable and flexible photoplethysmogram sensor patch for cuffless blood pressure estimation with high accuracy,” *IEEE Sensors Journal*, vol. 22, no. 20, pp. 19818 – 19825, 2022, acceso en: abr. 29, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1109/JSEN.2022.3202803>
- [51] Techtonics. (s.f.) Finger detection heartbeat measuring sensor module ky-039. Acceso en: abr. 30, 2025. [Online]. Available: <https://techtonics.in/product/finger-detection-heartbeat-measuring-sensor-module-ky-039/>
- [52] Sociedad Española de Óptica (SEDOPTICA). (s.f.) Fotopletismografía: fundamentos ópticos. Acceso en: abr. 30, 2025. [Online]. Available: [https://www.sedoptica.es/Menu\\_Volumenes/Pdfs/324.pdf](https://www.sedoptica.es/Menu_Volumenes/Pdfs/324.pdf)

- 
- [53] Autor desconocido. (s.f.) Tesis de la universidad nacional autónoma de México (UNAM). Acceso en: ene. 10, 2026. [Online]. Available: <http://ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/bitstream/handle/132.248.52.100/17056/Tesis.pdf?sequence=3&isAllowed=y>
- [54] Espressif Systems. (s.f.) Esp32 series datasheet. Acceso en: ene. 11, 2026. [Online]. Available: [https://documentation.espressif.com/esp32\\_datasheet\\_en.pdf](https://documentation.espressif.com/esp32_datasheet_en.pdf)
- [55] UElectronics. (s.f.) Ttp223b — botón táctil capacitivo. Acceso en: ene. 12, 2026. [Online]. Available: <https://uelectronics.com/producto/ttp223b-boton-tactil-capacitivo/>
- [56] DNK Power. (2022) Panasonic ncr18650f datasheet. Acceso en: ene. 13, 2026. [Online]. Available: <https://www.dnkpower.com/panasonic-uf103450pn/panasonic-ncr18650f-datasheet/>
- [57] Aries RC. (s.f.) Qc40 / qc30 led dual usb 5v 4.5a 22.5w micro-type-c usb mobile power bank 18650 charging module. Acceso en: ene. 13, 2026. [Online]. Available: <https://www.ariesrc.gr/en/others/21676-qc40-qc30-led-dual-usb-5v-45a-225w-microtype-c-usb-mobile-power-bank-18650-charging-module.html>
- [58] *IEEE Standard for Wearable Cuffless Blood Pressure Measuring Devices*, IEEE Std. IEEE Std 1708-2014, Aug. 2014.