

**UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA
ELECTRÓNICA**



TESIS

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO A BAJO
COSTO DE MONITOR AMBULATORIO DE PRESIÓN ARTERIAL
DE 24 HORAS CON ESP32”**

PARA OPTAR:

TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO ELECTRÓNICO

PRESENTADO POR:

Bach. JUAN CARLOS ANDRES SALAS SOPLIN

Bach. MARYCIELO MELYS AVENDAÑO MIRELES

TACNA – PERÚ

2025

**UNIVERSIDAD PRIVADA DE TACNA
FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA PROFESIONAL DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

TESIS

**“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO A BAJO
COSTO DE MONITOR AMBULATORIO DE PRESIÓN ARTERIAL
DE 24 HORAS CON ESP32”**

Tesis sustentada y aprobada el 22 de Diciembre de 2025; estando el jurado calificador integrado por:

PRESIDENTE : Mag. MARCO ANTONIO SEBASTIAN COLOMA YUNGANINA

SECRETARIO : M Sc. MILAGROS GLENY COHAILA GONZALES

VOCAL : Mtro. CARLOS ARMANDO RODRIGUEZ SILVA

ASESOR : Mtro. MARKO JESÚS POLO CAMACHO

DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD

Nosotros, Juan Carlos Salas Soplin y Marycielo Melysa Avendaño Mireles, egresados, de la Escuela Profesional de Ingeniería Electrónica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Privada de Tacna, identificado(s) con DNI 71198715 y 71414562 respectivamente, así como Marko Jesús Polo Camacho con DNI 70445009; declaramos en calidad de autores y asesor que:

1. Somos los autores de la tesis titulada: *Diseño e Implementación de un prototipo a bajo costo de Monitor Ambulatorio de Presión Arterial de 24 horas con ESP32*, la cual presentamos para optar el Título Profesional de *Ingeniero Electrónico*.
2. La tesis es completamente original y no ha sido objeto de plagio, total ni parcialmente, habiéndose respetado rigurosamente las normas de citación y referencias para todas las fuentes consultadas.
3. Los datos presentados en los resultados son auténticos y no han sido objeto de manipulación, duplicación ni copia.

En virtud de lo expuesto, asumimos frente a *La Universidad* toda responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría, originalidad y veracidad del contenido de la *tesis/trabajo de investigación*, así como por los derechos asociados a la obra.

En consecuencia, nos comprometemos ante a *La Universidad* y terceros a asumir cualquier perjuicio que pueda surgir como resultado del incumplimiento de lo aquí declarado, o que pudiera ser atribuido al contenido de la tesis/ trabajo de investigación, incluyendo cualquier obligación económica que debiera ser satisfecha a favor de terceros debido a acciones legales, reclamos o disputas resultantes del incumplimiento de esta declaración.

En caso de descubrirse fraude, piratería, plagio, falsificación o la existencia de una publicación previa de la obra, aceptamos todas las consecuencias y sanciones que puedan derivarse de nuestras acciones, acatando plenamente la normatividad vigente.

Tacna, 22 de Diciembre de 2025



Juan Carlos Andres
Salas Soplin
DNI: 71198715



Marko Jesús Polo
Camacho
DNI: 70445009



Marycielo Melysa
Avendaño Mireles
DNI: 71414562

DEDICATORIA

Este trabajo lo dedico a mis padres, a mi hermana, a toda mi familia, que gracias a ellos puedo lograr estas metas por su paciencia y confianza en mí por su apoyo constante para poder superar mis objetivos.

Juan Carlos Andres Salas Soplín

Dedico esta tesis a mis padres, José Luis y Elisa, por su esfuerzo incansable, su fortaleza en tiempos difíciles y por brindarme siempre el apoyo necesario para continuar con mi formación profesional. A mi tío Víctor Mireles (Q. E. P. D.), por su confianza en mi futuro y sus palabras que aún me acompañan. A mis hermanas, por su constante apoyo, y a mis fieles compañeros Lucky y Butano, que estuvieron conmigo en cada jornada de estudio.

Marycielo Melysa Avendaño Mireles

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mi familia por su apoyo constante que me brindaron, para lograr esta meta. A mis docentes, por su enseñanza, orientación y por compartir su experiencia con dedicación, lo que contribuyó a mi formación académica y personal.

Juan Carlos Andres Salas Soplin

Agradezco a mi familia por su fortaleza y por estar presente en cada etapa de este camino. A mis docentes, por su orientación y por compartir su conocimiento guiándome en cada etapa de mi formación.

Marycielo Melysa Avendaño Mireles

ÍNDICE GENERAL

PAGINA DE JURADOS	ii
DECLARACIÓN JURADA DE ORIGINALIDAD	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
INDICE DE TABLAS	x
INDICE DE FIGURAS	xi
ANEXOS	xiii
RESUMEN	xiv
ABSTRACT	X xv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I: EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	3
1.1. Descripción del problema.....	3
1.2. Formulación del problema.....	8
1.2.1. Problema general.....	9
1.2.2. Problemas específicos	9
1.3. Justificación e importancia	9
1.4. Objetivos.....	11
1.4.1. Objetivo general.....	11
1.4.2. Objetivos específicos	11
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO	12
2.1. Antecedentes de la investigación.....	12
2.1.1. Antecedentes internacionales	12
2.1.2. Antecedentes nacionales	13
2.2. Bases teóricas	13
2.2.1. Fisiología cardiovascular.....	13
2.2.2.1. Gasto cardiaco.....	15
2.2.3. Diástole y sístole.....	15
2.2.4. Hemodinámica	16
2.2.4.1. Flujo de un fluido viscoso.....	16
2.2.4.1.1. Fuerza de rozamiento	17
2.2.4.2. Tipos de movimiento de los fluidos: laminar y turbulento	17
2.2.4.3. Flujo sanguíneo	18
2.2.4.4. Velocidad del flujo sanguíneo	18
2.2.5. Presión sanguínea	18

2.2.5.1.	Presión diastólica.....	20
2.2.5.2.	Presión sistólica.....	20
2.2.5.3.	Presión del pulso	21
2.2.5.4.	Presión arterial media	21
2.2.6.	Medida de la presión sanguínea	21
2.2.6.1.	Regulación de la presión arterial.....	22
2.2.6.1.1.	Reflejo barorreceptor	22
2.2.6.1.2.	Quimiorreceptores periféricos	22
2.2.7.	Medición de la tensión arterial	23
2.2.7.1.	Método directo o invasiva	23
2.2.7.2.	Método indirecto o no invasiva.....	23
2.2.7.2.1.	Método palpatorio	24
2.2.7.2.2.	Método auscultatorio.....	24
2.2.7.2.3.	Método oscilométrico	24
2.2.7.3.	El esfigmomanómetro	25
2.2.8.	Ruidos de korotkoff	25
2.2.9.	Hipertensión arterial.....	27
2.2.10.1.	Presión sanguínea según sociedad americana.....	27
2.2.10.2.	Presión sanguínea según sociedad europea	29
2.2.11.	Semiología.....	29
2.2.11.1.	Valor de la presión arterial	30
2.2.11.2.	Enfermedades derivadas	30
2.2.11.2.1.	Infarto agudo.....	30
2.2.11.2.2.	Accidente cerebrovascular.....	30
2.2.11.2.3.	Diabetes.....	31
2.2.11.2.3.1.	Diabetes tipo 1	31
2.2.11.2.3.2.	Diabetes tipo 2	31
2.2.11.2.3.3.	Diabetes gestacional.....	32
2.2.11.2.4.	Insuficiencia cardiaca.....	32
2.2.11.2.5.	Aterosclerosis	32
2.2.11.2.6.	Enfermedades renales	32
2.2.11.2.7.	Enfermedades oculares	33
2.2.11.2.8.	Hipertensión pulmonar	33
2.2.12.	Microcontrolador	33
2.2.12.1.	Esp32.....	34
2.2.12.2.	Arduino uno	34
2.2.12.3.	Raspberry pi pico	34

2.2.12.4.	Comparativa entre 3 microcontroladores	35
2.3.	Definición de términos.....	36
2.3.1.	Presión arterial.....	36
2.3.2.	Presión diastólica.....	36
2.3.3.	Presión sistólica	36
2.3.4.	Hipertensión.....	36
2.3.5.	Esfigmomanómetro	36
2.3.6.	Viscosidad	36
2.3.7.	Sangre	37
2.3.8.	Condición eléctrica.....	37
2.3.9.	Procesador	37
2.3.10.	Señal analógica	37
2.3.11.	Sensor	37
CAPÍTULO III. MARCO METODOLÓGICO		38
3.1.	Diseño de la investigación	38
3.1.1.	Determinación de requerimiento y planeación	38
3.1.1.1.	Planeación	38
3.1.1.2.	Ciclo de vida de cascada	38
3.2.	Acciones y actividades.....	39
3.2.1.	Funcionalidad.....	39
3.2.1.1.	Composición de hardware	39
3.2.1.1.1.	Etapa de control.....	39
3.2.1.1.2.	Etapa de potencia	39
3.2.1.2.	Determinación de parámetros técnicos.....	40
3.2.1.2.1.	Estimación del consumo energético.....	40
3.2.1.2.2.	Estimación del consumo energético.....	40
3.2.1.3.	Concepción del sistema	41
3.2.1.3.1.	Caja negra	41
3.2.1.3.2.	Diagrama funcional	41
3.2.1.3.2.	Diagrama de bloques.....	42
3.2.1.4.	Diagrama de flujo.....	42
3.2.1.5.	Diagrama de conexión	43
3.2.1.6.	Diagrama circuital	44
3.2.1.7.	Diseño físico	45
3.2.2.	Desarrollo e implementación.....	46
3.2.2.1.	Implementación del hardware	46
3.2.2.2.	Programación del sistema.....	46

3.2.3.	Pruebas	46
3.3.	Materiales y/o instrumentos	47
3.3.1.	Microcontrolador esp32.....	47
3.3.2.	Sensor de presión.....	48
3.3.3.	Bomba de aire.....	49
3.3.4.	Manguito de presión arterial.....	49
3.4.	Población y/o muestra de estudio	50
3.5.	Operacionalización de variables	50
3.6.	Procesamiento y análisis de datos	51
3.6.1.	Técnicas de procesamiento y análisis.....	51
3.6.2.	Instrumentos de recolección de datos.....	51
CAPÍTULO IV: RESULTADOS		52
4.1.	Preparación de los pacientes de prueba	52
4.2.	Registro de mediciones de 24 horas con el prototipo.....	52
4.3.	Registro de mediciones de 24 horas con el equipo comercial.....	55
4.4.	Comparativa entre el prototipo y el equipo comercial.....	57
4.5.	Comparativa gráfica entre el prototipo y el equipo comercial	59
4.5.1.	Paciente N°01	59
4.5.2.	Paciente N°02	60
4.5.3.	Paciente N°03	61
4.6.	Análisis comparativo	62
4.7.	Análisis de resultados	63
CAPÍTULO V: DISCUSIÓN.....		65
CONCLUSIONES		66
RECOMENDACIONES		67
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		68
ANEXOS		74

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Principales indicadores 2014 – 2023	3
Tabla 2. Clasificación de la PA en la Guía Americana ACC/AHA 2017	28
Tabla 3. Clasificación de la PA en la Guía Europea ESC/ESH 2018	29
Tabla 4. Comparativa entre tres microcontroladores (ESP32 vs Arduino vs Raspberry Pi Pico).....	35
Tabla 5. Especificaciones del microcontrolador ESP32-C6	48
Tabla 6. Especificaciones del sensor de presión MPX5050GP.....	48
Tabla 7. Especificaciones de la mini bomba de aire 12V	49
Tabla 8. Especificaciones del maguito	49
Tabla 9. Operacionalización de variables de investigación	50
Tabla 10. registro de medición de paciente 24hr	51
Tabla 11. comparativa de Equipo comercial y Prototipo	51
Tabla 12. Pruebas con el Prototipo N°01	53
Tabla 13. Pruebas con el Prototipo N°02.....	53
Tabla 14. Pruebas con el Prototipo N°03.....	54
Tabla 15. Especificaciones del Equipo comercial	55
Tabla 16. Pruebas con el Equipo comercial N°01	55
Tabla 17. Pruebas con el Equipo comercial N°02	56
Tabla 18. Pruebas con el Equipo comercial N°03.....	56
Tabla 19. Comparativa N°01.....	57
Tabla 20. Comparativa N°02.....	58
Tabla 21. Comparativa N°03.....	58
Tabla 22. Resumen comparativo del error promedio entre el prototipo y el equipo comercial	62

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Personas de 15 y más años de edad con presión arterial alta de acuerdo a medición efectuada, según región	4
Figura 2. Personas de 15 y más años de edad con presión arterial alta de acuerdo a medición efectuada, según departamento	4
Figura 3. Mapa de Perú de Prevalencia de Hipertensión Arterial en Personas de 15 y más años de edad con medición de presión arterial alta, según departamento.....	5
Figura 4. TACNA, Prevalencia de Hipertensión Arterial en Personas de 15 y más años de edad con medición de presión arterial alta, según sexo.....	6
Figura 5. Mortalidad general según causas de selección, Región Tacna.	6
Figura 6. Esquema del circuito del sistema cardiovascular.....	14
Figura 7. Efecto de la frecuencia cardiaca en la duración del ciclo cardiaco.....	16
Figura 8. Presiones sanguíneas normales en las distintas porciones del aparato circulatorio.	19
Figura 9. Presiones venosas manométricas en todo el cuerpo en una persona en bipedestación.....	20
Figura 10. Esquema del circuito del sistema cardiovascular.....	21
Figura 11. Respuesta del reflejo barorreceptor al aumento de la presión arterial	23
Figura 12. Método para medir las presiones arteriales sistólica y diastólica	25
Figura 13. Relación entre la presión arterial y los ruidos cardiacos.	26
Figura 14. Ciclo de vida de cascada	39
Figura 15. Diagrama de caja negra.....	41
Figura 16. Diagrama funcional.....	42
Figura 17. Diagrama de bloques.....	42
Figura 18. Diagrama de flujo.....	43
Figura 19. Diagrama de conexión	44
Figura 20. Vista de EasyEDAstd del circuito impreso (PCB).....	44
Figura 21. Diseño 3D de la carcasa en Tinkercad	45
Figura 22. Programa de Arduino IDE, calibración de sensor MPX5050GP.....	46
Figura 23. ESP32-C6.....	47
Figura 24. Sensor de presión MPX5050GP	48
Figura 25. Mini bomba de aire 12V	49
Figura 26. Manguito de presión arterial.....	50
Figura 27. Comparativa de Presión Sistólica Paciente N°01.....	59
Figura 28. Comparativa de Presión Diastólica Paciente N°01	60

Figura 29. Comparativa de Presión Sistólica Paciente N°02.....	60
Figura 30. Comparativa de Presión Diastólica Paciente N°02	61
Figura 31. Comparativa de Presión Sistólica Paciente N°03.....	61
Figura 32. Comparativa de Presión Diastólica Paciente N°03	62
Figura 33. Porcentaje de error promedio del prototipo frente al equipo comercial	63

RESUMEN

El objetivo de la presente tesis es diseñar e implementar un prototipo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas a bajo costo, empleando un microcontrolador ESP32. El desarrollo incorporó un módulo microSD para almacenar datos extraíbles, un sensor de presión, una bomba de inflado y un sistema de adquisición que tiene la capacidad de registrar los cambios en la presión que ocurren durante el ciclo de inflado y desinflado. Con el fin de validar el desempeño del prototipo, se llevaron a cabo pruebas en tres pacientes voluntarios diagnosticados con hipertensión arterial y se compararon las mediciones obtenidas con las realizadas mediante un equipo comercial OMRON HEM-7144. Los hallazgos revelaron un margen de error promedio global de $\pm 8.85\%$, el cual se encuentra dentro de los límites fijados por la norma ISO 81060-2:2018 para dispositivos no invasivos, lo que demuestra que el sistema es preciso en un contexto experimental. Además, el almacenamiento en memoria extraíble permitió el almacenamiento de registros íntegros para su análisis futuro. El prototipo demuestra que es posible desarrollar tecnologías biomédicas funcionales y accesibles mediante el uso de componentes económicos y metodologías adecuadas.

Palabras clave: presión arterial; ESP32; oscilometría; prototipo biomédico; monitor ambulatorio.

ABSTRACT

The objective of this thesis is to design and implement a low-cost prototype of a 24-hour ambulatory blood pressure monitor using an ESP32 microcontroller. The development incorporated a microSD module for removable data storage, a pressure sensor, an inflation pump, and an acquisition system capable of recording pressure changes that occur during the inflation and deflation cycle. In order to validate the performance of the prototype, tests were carried out on three volunteer patients diagnosed with high blood pressure, and the measurements obtained were compared with those taken using commercial OMRON HEM-7144 equipment. The findings revealed an overall average margin of error of $\pm 8.85\%$, which is within the limits set by ISO 81060-2:2018 for non-invasive devices, demonstrating that the system is accurate in an experimental context. In addition, removable memory storage allowed for the storage of complete records for future analysis. The prototype demonstrates that it is possible to develop functional and accessible biomedical technologies through the use of inexpensive components and appropriate methodologies.

Keywords: blood pressure; ESP32; oscillometry; biomedical prototype; ambulatory monitor.

INTRODUCCIÓN

La hipertensión arterial es una de las enfermedades crónicas más comunes en todo el mundo y representa uno de los factores de riesgo más importantes para sufrir eventos cardiovasculares graves, como ataques cardíacos, accidentes cerebrovasculares y daño renal. Debido a que sus variaciones no siempre son detectables mediante mediciones aisladas en entornos clínicos, se ha incrementado la necesidad de métodos de monitoreo continuo que permitan obtener un panorama más realista del comportamiento de la presión arterial a lo largo del día. Entre estas técnicas, el monitoreo ambulatorio de presión arterial (MAPA) de 24 horas constituye una herramienta de gran valor diagnóstico; sin embargo, los dispositivos clínicos disponibles suelen ser costosos y poco accesibles para instituciones con recursos limitados o para investigaciones experimentales.

En este contexto, el desarrollo de prototipos de bajo costo basados en microcontroladores representa una alternativa atractiva para ampliar el acceso a tecnologías biomédicas. El uso de plataformas como el ESP32, junto con sensores de presión de bajo costo y métodos de medición oscilométricos, permite explorar soluciones accesibles sin comprometer en gran medida la precisión requerida para fines experimentales. Este enfoque contribuye no solo al desarrollo tecnológico, sino también al fortalecimiento de investigaciones orientadas al monitoreo cardiovascular, especialmente en poblaciones vulnerables donde el acceso a equipos clínicos certificados es limitado.

La presente tesis se enfoca en el diseño e implementación de un prototipo funcional de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas, capaz de registrar datos, procesarlos y almacenarlos en una memoria extraíble para su posterior análisis. Asimismo, se evalúa su desempeño comparándolo con un tensiómetro comercial, con el fin de determinar su margen de error y su viabilidad como herramienta biomédica experimental.

La presente tesis está estructurada de la siguiente manera:

Capítulo I: Problema de Investigación, donde el problema general es Cómo diseñar e implementar un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32, también se dan a conocer los objetivos generales y objetivos específicos de la tesis.

Capítulo II: Marco Teórico, donde se desarrollan los antecedentes nacionales, internacionales y los fundamentos teóricos esenciales sobre presión arterial, métodos de medición para el diseño del prototipo.

Capítulo III: Marco Metodológico, donde se describe la metodología empleada para el desarrollo del prototipo, los procedimientos experimentales y los criterios de validación.

Capítulo IV: Resultados, que muestra los datos obtenidos, las mediciones realizadas y el análisis comparativo con el equipo comercial.

Capítulo V: Discusión, donde se interpretan los hallazgos, se identifican ventajas y limitaciones, y se reflexiona sobre la aplicabilidad del prototipo.

Y, Finalmente, se presentan las conclusiones, recomendaciones, bibliografía y anexos correspondientes. Esta estructura permite comprender de manera integral el proceso de diseño, validación y análisis del prototipo desarrollado, así como su potencial para futuras mejoras y aplicaciones en el ámbito biomédicos.

CAPÍTULO I: EL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Descripción del problema

La Organización Mundial de la Salud (OMS) En uno de los informes iniciales sobre el impacto global de la hipertensión arterial, difundido en 2023, se señala que cerca del 80% de las personas que padecen esta condición no recibe un tratamiento adecuado. Asimismo, se estima que, si los países ampliaran su cobertura de atención, sería posible evitar aproximadamente 76 millones de fallecimientos.

En el contexto peruano, la Encuesta Demográfica y de Salud Familiar “Perú: Enfermedades Transmisibles y No Transmisibles, 2023” del INEI reporta que el 13% de la población de 15 años a más presentó presión arterial elevada según los datos de la ENDES. De este total, el 9.8% corresponde a mujeres y el 16.4% a hombres, siendo estos últimos el grupo con mayor afectación. Del mismo modo, se registraron porcentajes de 13.3% en zonas urbanas y 11.7% en áreas rurales. La evolución de los principales indicadores desde el 2014 al 2023, que incluye los valores registrados por medición, diagnósticos, personas tratadas en el último año y aquellos que presentaron presión elevada al momento de ser evaluados, puede visualizarse en la Tabla 1.

Tabla 1

Principales indicadores 2014 – 2023

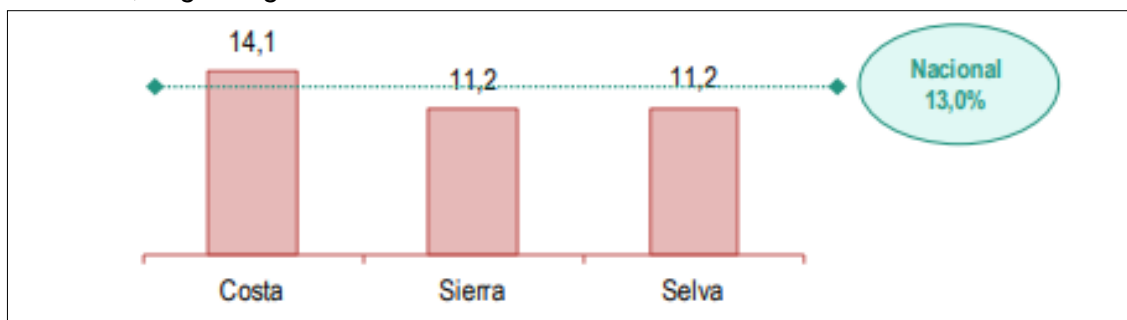
Indicador	2014	2015	2016	2017	2018	2019	2020	2021	2022	2023
Personas de 15 y más años de edad con presión arterial alta de acuerdo a medición efectuada	14,8	12,3	12,7	13,6	14,8	14,1	16,1	17,2	16,2	13,0
Personas de 15 y más años de edad con diagnóstico de hipertensión	19,4	9,5	8,6	8,7	9,5	10,2	10,1	9,8	10,8	10,8
Personas de 15 y más años de edad con diagnóstico de hipertensión que recibieron tratamiento en los últimos 12 meses	60,3	62,1	66,0	63,9	65,8	68,1	68,0	61,2	62,0	66,3
Prevalencia de hipertensión arterial en personas de 15 y más años de edad con medición de la presión arterial alta y diagnóstico	20,7	17,8	17,6	18,6	20,1	19,7	21,7	22,1	22,1	19,4

Nota. Obtenido de Encuesta Demográfica y de Salud Familiar, por Instituto Nacional de Estadística e Informática INEI (2023), Informe de enfermedades No Transmisibles y Transmisibles.

Según región del Perú, la presión arterial tuvo mayor índice en la costa con un 14.1% y la menor prevalencia se registró en la sierra y selva con un 11.2% en cada región, reflejados en la figura 1.

Figura 1

Personas de 15 y más años de edad con presión arterial alta de acuerdo a medición efectuada, según región

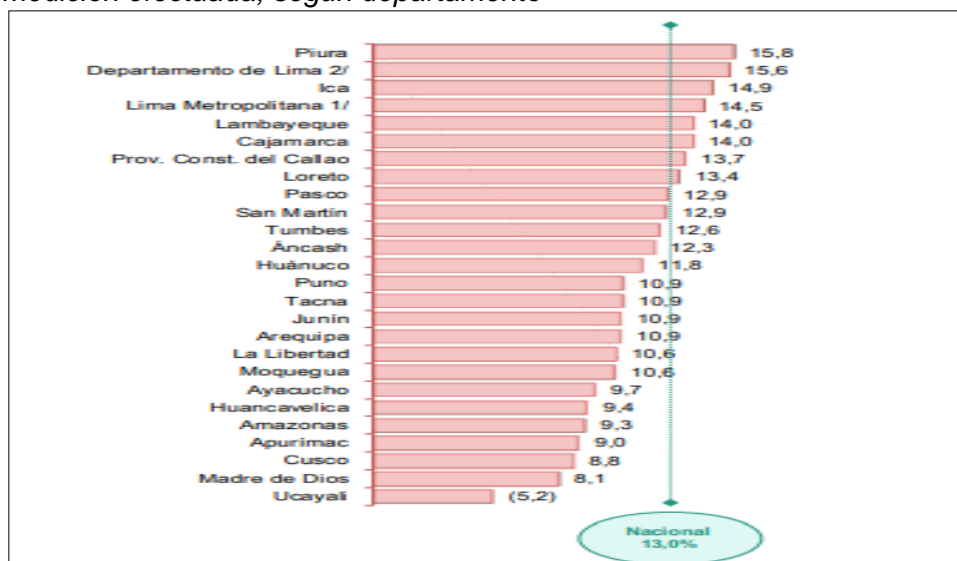


Nota. Obtenido de Encuesta Demográfica y de Salud Familiar Instituto Nacional de Estadística e Informática INEI (2023), Informe de enfermedades No Transmisibles y Transmisibles.

De acuerdo con los resultados de la medición realizada por departamentos en el año 2023, representada en la figura 2, los niveles más elevados de prevalencia de presión arterial alta en personas de 15 años a más se identificaron en Piura con un 15.8% y en Lima con un 15.6%. En contraste, los porcentajes más bajos se registraron en Madre de Dios con 8.1% y en Ucayali con 8.8%.

Figura 2

Personas de 15 y más años de edad con presión arterial alta de acuerdo a medición efectuada, según departamento

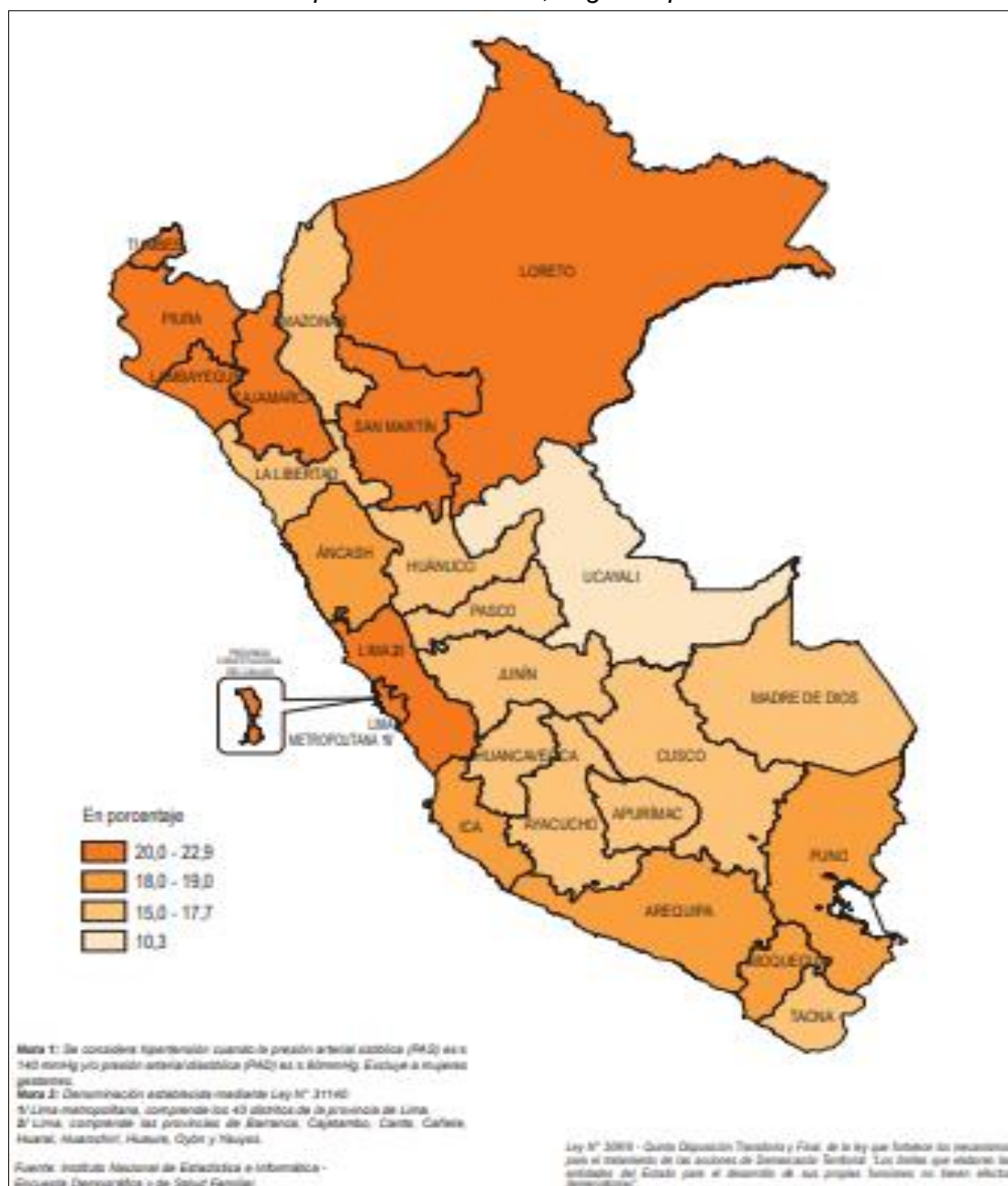


Nota. Obtenido de Encuesta Demográfica y de Salud Familiar Instituto Nacional de Estadística e Informática INEI (2023), Informe de enfermedades No Transmisibles y Transmisibles.

Según prevalencia por departamento efectuada en el 2023, como se muestra en la figura 3 los mayores índices de porcentaje de personas de 15 y más años de edad se registraron en el Departamento de Loreto con un 22.9%, Lambayeque y Provincia Constitucional del Callao 21%. Los menores Porcentajes se presentaron en Ucayali con un 10.3%, Amazonas y Madre de Dios con un 15%.

Figura 3

Mapa de Perú de Prevalencia de Hipertensión Arterial en Personas de 15 y más años de edad con medición de presión arterial alta, según departamento.

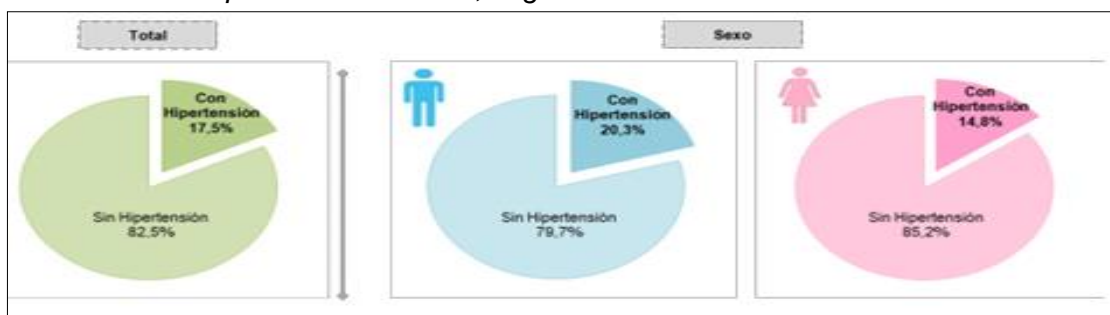


Nota. Obtenido de Encuesta Demográfica y de Salud Familiar Instituto Nacional de Estadística e Informática INEI (2023), Informe de enfermedades No Transmisibles y Transmisibles.

En Tacna, según Encuesta Demográfica y de Salud Familiar “Tacna: enfermedades no transmisibles y transmisibles, 2023” INEI: el 17.5% de las personas de 15 y más años de edad con prevalencia de hipertensión arterial de acuerdo a la medición efectuada por personal de campo, de los cuales 14.8% son de sexo femenino y 20.3% son de sexo masculino, como se muestra en la figura 4.

Figura 4

TACNA, Prevalencia de Hipertensión Arterial en Personas de 15 y más años de edad con medición de presión arterial alta, según sexo.



Nota. Obtenido de Encuesta Demográfica y de Salud Familiar Instituto Nacional de Estadística e Informática INEI (2023), TACNA: Enfermedades No Transmisibles y Transmisibles.

En la región de Tacna, según el Sistema Informático Nacional de Defunciones (SINADEF) y el informe Análisis de Situación de Salud 2023, las enfermedades relacionadas con la hipertensión forman parte del grupo de patologías del sistema circulatorio y se ubican entre las afecciones degenerativas que generan mayor número de muertes anualmente. Entre los años 2021 y 2022, la mortalidad asociada a estas enfermedades aumentó en un 17%, registrándose una tasa de fallecimientos del 3.2%.

Figura 5

Mortalidad general según causas de selección, Región Tacna.

Descripción 6/67	F	M	Total	%
Enfermedad por Coronavirus COVID19	63	95	158	9.3
Infecciones respiratorias agudas	61	63	124	7.3
Resto de enfermedades del sistema respiratorio	49	69	118	6.9
Diabetes mellitus	33	49	82	4.8
Enfermedades cerebrovasculares	41	41	82	4.8
Tumor maligno de los órganos digestivos y del peritoneo, excepto estómago y colon	40	28	68	4.0
Resto de las enfermedades	36	30	66	3.9
Accidentes de transporte terrestre	15	48	63	3.7
Enfermedades del sistema urinario	33	28	61	3.6
Enfermedades hipertensivas	23	32	55	3.2
Todas las demás	360	465	825	48.5
Total	754	948	1702	100.0

Nota. Obtenido de Sistema Informático Nacional de Defunciones OITE – DRST por Dirección ejecutiva de Epidemiología (2023), Análisis de Situación Salud Tacna.

El Dr. Salazar (2024) presidente de la Sociedad Peruana de Hipertensión Arterial, Se menciona que la hipertensión constituye un serio problema de salud pública, ya que su prevalencia continúa incrementándose. De acuerdo con los resultados de la Encuesta Nacional de Demografía y Salud (ENDES) 2022 del INEI, el 22% de los peruanos mayores de 15 años presenta esta condición, lo que equivale aproximadamente a 5.6 millones de habitantes. Salazar destaca que esta situación presenta retos importantes, que van desde la identificación inicial de los casos hasta un tratamiento integral que permita un control adecuado.

En el país, una gran parte de la población hipertensa no está diagnosticada; se estima que cerca del 50% desconoce su condición. Asimismo, solo alrededor del 15% de quienes la padecen cuenta con diagnóstico, recibe tratamiento y mantiene un control adecuado. Debido a que esta enfermedad suele ser asintomática durante gran parte de su evolución y tiene carácter crónico, es necesario fortalecer las estrategias que faciliten la detección, el acceso a la atención oportuna y el seguimiento continuo, con el fin de reducir complicaciones y mejorar la calidad de vida de las personas afectadas.

Siccha (2016) cardiólogo de EsSalud, Se señala que la obesidad, la falta de actividad física, una alimentación poco saludable, el consumo de tabaco y el uso excesivo de alcohol constituyen factores de riesgo que favorecen el desarrollo de hipertensión arterial. Asimismo, se advierte que, cuando esta condición no es tratada oportunamente, aumenta la probabilidad de presentar complicaciones cardiovasculares, como infarto de miocardio, angina, insuficiencia cardíaca, daño renal o hemorragias cerebrales, las cuales deterioran de manera considerable la calidad de vida. Por este motivo, resulta esencial recibir el tratamiento médico indicado, mantener un control adecuado y reducir los riesgos asociados.

La medición regular de la presión arterial es fundamental para que las personas conozcan su estado de salud y sean conscientes del riesgo que representa su alteración. Según el Dr. Siccha, la hipertensión es considerada una enfermedad silenciosa y peligrosa debido a que, por lo general, no muestra síntomas evidentes. Además, se asocia con un alto índice de mortalidad por infartos y accidentes cerebrovasculares, y puede ocasionar complicaciones serias como insuficiencia cardíaca, falla renal y daños en la irrigación cerebral, que conducen a secuelas permanentes como parálisis o deterioro cognitivo.

Reyes (2024) El jefe del Servicio de Cardiología Clínica del Hospital Nacional Edgardo Rebagliati de EsSalud señaló que los individuos diagnosticados con hipertensión presentan un riesgo incrementado de sufrir distintas complicaciones

cardiovasculares. Específicamente, mencionó que existe un 40 % de probabilidades de padecer un accidente cerebrovascular, un 25 % de experimentar un infarto de miocardio, un 50 % de desarrollar insuficiencia cardíaca y alrededor de un 15 % de presentar daño renal, entre otras patologías asociadas. Del mismo modo, advirtió que la hipertensión también incrementa la posibilidad de aparición de diabetes; no obstante, solo la mitad de los pacientes hipertensos recibe tratamiento farmacológico y únicamente un porcentaje similar alcanza un control adecuado de su presión arterial.

El Dr. Barreto (2018) En conmemoración del Día Mundial de la Hipertensión Arterial, un cardiólogo clínico de la Clínica Anglo Americana, y además miembro fundador de la Sociedad Peruana de Hipertensión Arterial (SPHTA), destaca que esta patología es considerada una enfermedad silenciosa, ya que puede progresar durante años sin manifestar síntomas evidentes. Debido a ello, para obtener un diagnóstico preciso y oportuno —el cual generalmente implica un tratamiento permanente— recomienda el uso del Monitoreo Ambulatorio de la Presión Arterial (MAPA) durante 24 horas.

La monitorización ambulatoria de la presión arterial es un método excelente para diagnosticar y controlar la hipertensión arterial, y actualmente es la técnica preferida para el seguimiento y control de los pacientes, pero su uso es limitado debido a sus altos costos y disponibilidad, su alquiler oscila alrededor de los 500 soles diarios únicamente para el Departamento de Lima.

1.2. Formulación del problema

Dado a lo expuesto anteriormente, existe la necesidad de contar con equipos que permitan mejorar la accesibilidad de la tecnología a los paciente de diagnosticados con hipertensión arterial, así como un sistema que monitoreo la presión arterial de manera continua las 24 horas, sin que el paciente deba desplazarse a un centro especializado, ya que no siempre se cuenta con la disponibilidad del paciente sea por diversos factores, tiempo, económico, distancia o alcance, actualmente en Tacna estos equipos son alquilados con costos elevados, por lo cual es necesario el uso de tecnología a bajo costo, empleando recursos y herramientas tecnológicas accesibles, satisfaciendo las mismas necesidades que los equipos comerciales.

1.2.1. Problema general

Ante lo expuesto, nos plantemos la siguiente interrogante ¿Cómo diseñar e implementar un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32?

1.2.2. Problemas específicos

- a. ¿Qué dispositivos electrónicos necesitamos para lograr el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32?
- b. ¿Qué softwares son necesarios para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32?
- c. ¿Qué variables fisiológicas se deberán tomar en cuenta para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32?

1.3. Justificación e Importancia

Este proyecto se orienta a personas que requieren un control ambulatorio de su presión arterial, incluyendo a quienes presentan antecedentes familiares de hipertensión y a cualquier individuo que necesite realizar un monitoreo continuo. La Organización Mundial de la Salud (OMS) reporta que alrededor de 1 280 millones de adultos entre 30 y 79 años viven con hipertensión, cifra equivalente a aproximadamente el 22 % de la población global. En el contexto latinoamericano, la prevalencia promedio en países como Argentina, Brasil, Chile, Colombia, Perú y Uruguay alcanza el 32,3 %, con una distribución del 68 % en zonas urbanas y 32 % en áreas rurales. Estos indicadores reflejan que la hipertensión arterial constituye una de las principales causas de mortalidad prematura en el mundo.

Asimismo, se estima que cerca de 580 millones de personas hipertensas —41 % mujeres y 51 % hombres— desconocen su condición por falta de diagnóstico. En relación con ello, Frieden (2023), presidente y director ejecutivo de Resolve to Save Lives, enfatiza la gravedad del problema al señalar que cada hora fallecen más de mil personas por eventos cerebrovasculares e infartos agudos de miocardio, la mayoría de ellos vinculados a la hipertensión y potencialmente prevenibles. En el ámbito nacional, el MINSA y ESSALUD destacan que en el adulto mayor esta patología representa el

principal motivo de consulta ambulatoria, siendo además la enfermedad crónica de mayor frecuencia en dicho grupo poblacional.

El Dr. Hernan Navarro (2022) El Director General de la Dirección de Redes Integradas de Salud (Diris), según la Resolución Ministerial N.º 137-2022/MINSA, define a la hipertensión arterial como una “enfermedad silenciosa”, ya que no suele manifestar síntomas evidentes. No obstante, menciona que pueden presentarse algunos indicadores clínicos, entre ellos cefalea, zumbido o silbido en los oídos y alteraciones en la visión como visión borrosa, lo que dificulta su diagnóstico temprano. Asimismo, señala que esta condición es crónica, es decir, se mantiene durante toda la vida y guarda una estrecha relación con los hábitos y estilos de vida.

La Dirección Regional de Salud Tacna (DIRESA) en conjunto con la Dirección Ejecutiva de Epidemiología (2024) en su Boletín Epidemiológico N°34 indica que Los adultos de entre 30 y 79 años padecen hipertensión, la cual aún se controla deficientemente: el 37% de las personas con hipertensión en América Latina y el Caribe no tienen un diagnóstico, el 15 % de quienes la padecen no reciben tratamiento y el 47 % no tienen su presión arterial controlada. Estas deficiencias contribuyen a mayores tasas de enfermedades y accidentes cardíacos.

Gonzalez (2022) La Sociedad Interamericana de Cardiología, en su publicación “Monitoreo ambulatorio de la presión arterial para el diagnóstico y monitoreo de la hipertensión”, expone que el monitoreo ambulatorio de la presión arterial (MAPA) constituye el método más adecuado para la evaluación de la presión arterial, destacando la relevancia clínica tanto de los registros continuos de 24 horas como de las mediciones nocturnas. De igual manera, diversos trabajos desarrollados en los años posteriores respaldan su utilidad diagnóstica. Entre ellos se encuentran las guías del NICE (Reino Unido, 2011), los lineamientos canadienses, las recomendaciones de la US Preventive Services Task Force, así como el Programa de Actividades Preventivas y Promoción de la Salud de la Sociedad Española de Medicina de Familia y Comunitaria. También se suman las guías ACC/AHA publicadas en 2017 y las guías conjuntas de la Sociedad Europea de Cardiología y de la Sociedad Europea de Hipertensión del 2018. En estos documentos se confirma la ventaja del control ambulatorio de 24 horas para predecir mortalidad cardiovascular y global.

Según resolución directoral N°265-2022-HCH/DG con fecha de 15 de Julio de 2022 del Ministerio de Salud Hospital Cayetano Heredia en sus aspectos epidemiológicos importante resalta que las guías canadienses del 2015 recomiendan como primer paso con diagnóstico aquellos pacientes que se le han encontrado cifras

elevadas de la presión arterial, utilizar el Monitoreo Ambulatorio de Presión Arterial (MAPA).

Con base en lo mencionado, se propone la realización de un prototipo automatizado para la monitorización de la presión arterial continua a bajo costo con la finalidad de insertar al mercado una nueva alternativa para las personas que requieren el seguimiento de la presión arterial en determinado momento, facilitando el acceso de esta tecnología a las personas involucradas.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Diseñar e implementar un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32.

1.4.2. Objetivos Específicos

- a. Determinar los dispositivos electrónicos necesarios para lograr el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32.
- b. Determinar los softwares necesarios para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32.
- c. Determinar las variables fisiológicas que se deben tomar en cuenta para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes de la investigación

Para dar una amplia recopilación de antecedentes se revisaron diversas tesis de repositorios de universidades nacionales e internacionales.

2.1.1. Antecedentes Internacionales

Guerrero (2023) En la Escuela Politécnica Nacional de Quito, el proyecto de integración curricular titulado “Diseño e implementación de un sistema no invasivo de monitoreo de la presión arterial y de la frecuencia cardiaca combinadas” presentó el desarrollo de un sistema automatizado basado en el método oscilométrico para la medición de la presión arterial. Para ello se programaron algoritmos sobre un módulo ESP32, permitiendo realizar monitoreo continuo durante 24 horas. El dispositivo incorporó comunicación Wi-Fi y utilizó los protocolos HTTP y WebSocket para el envío y recepción de información, la cual fue almacenada mediante una API REST con base de datos MySQL.

El procesamiento preliminar de la señal se efectuó en MATLAB, donde se estimaron los valores de presión sistólica, diastólica y la frecuencia cardiaca. Asimismo, se diseñó y ensambló un prototipo integral que incluyó el módulo de control, la interfaz de usuario y la estructura física del equipo. La estimación de los parámetros hemodinámicos se realizó en cinco fases: adquisición de datos, filtrado, detección de oscilaciones, aplicación del método de máxima amplitud y posteriormente el cálculo de la frecuencia cardiaca mediante análisis de picos. Finalmente, el software generó la presentación de los valores obtenidos junto con la visualización gráfica de la curva de presión real y oscilométrica.

Pérez (2024) de la Universidad Nacional abierta y a distancia UNAD de Colombia, en su trabajo de tesis “Diseño e implementación de un prototipo de sistema de monitoreo de presión arterial no invasivo” Utilizando un microcontrolador Arduino y un amplificador operacional LM358 , resistencias, condensadores, una placa de prototipos, una bomba de aire de 2 L y 6 V CC, un transistor NPN 2N2222, cables de conexión, una fuente de alimentación , un solenoide de aire de 5 V CC y un pulsador, creo un prototipo para visualizar la presión arterial de pacientes en un entorno médico y doméstico en tiempo real y de forma no invasiva, concluyendo que el desarrollo de su proyecto beneficiara muchas personas que necesiten monitorear su presión arterial constantemente, como pacientes con enfermedades cardiovasculares o hipertensión arterial, además profesionales de la salud para llevar un control en tiempo real de la

presión arterial de sus pacientes, asimismo recomienda explorar soluciones mecánicas alternativas para la activación de la bomba de aire y el mecanismo de inflado.

2.1.2. Antecedentes Nacionales

Areche (2023) En la Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas, la tesis titulada “Diseño de un sistema móvil desatendido para la recolección y análisis de variables de salud para poder satisfacer la ausencia del seguimiento y control de las variables de salud de la población de San Juan de Lurigancho” propuso el desarrollo de un sistema prototipo orientado al monitoreo y supervisión de indicadores sanitarios en el distrito de San Juan de Lurigancho (SJL). Dicho sistema fue implementado de manera distribuida en distintos puntos del distrito con el fin de facilitar la obtención de datos médicos y, paralelamente, evitar que los establecimientos de salud se conviertan en zonas de alta exposición y transmisión del COVID-19.

El prototipo empleó sensores capaces de registrar parámetros como presión arterial, circunferencia abdominal, peso y talla, reduciendo significativamente el contacto interpersonal. Estos sensores se conectaron a una Raspberry Pi que procesó y envió la información a un servicio en la nube, permitiendo posteriormente el análisis, tratamiento y visualización de los datos para su uso por parte de los responsables del sistema sanitario distrital y otros actores interesados.

Yampara (2023) En la Universidad Nacional del Altiplano, la tesis titulada “Diseño de un sistema de monitorización de signos vitales para pacientes utilizando telemedicina para el área UCI en el Hospital III ESSALUD-Puno” presentó el desarrollo de un prototipo orientado a integrar y centralizar los datos provenientes de los equipos de monitoreo de funciones vitales. Esto debido a que, en el Hospital ESSALUD-Puno, dichos equipos operan de forma aislada entre sí. A partir del proyecto, se consiguió implementar una plataforma de telemonitoreo capaz de concentrar los parámetros de los signos vitales de los pacientes en una única estación de supervisión, lo que permitió mejorar la eficiencia del personal de salud gracias al acceso inmediato, seguro y confiable a la información. Como resultado, se evidenciaron beneficios clínicos en el servicio de la Unidad de Cuidados Intensivos del Hospital III–Puno.

2.2. Bases Teóricas

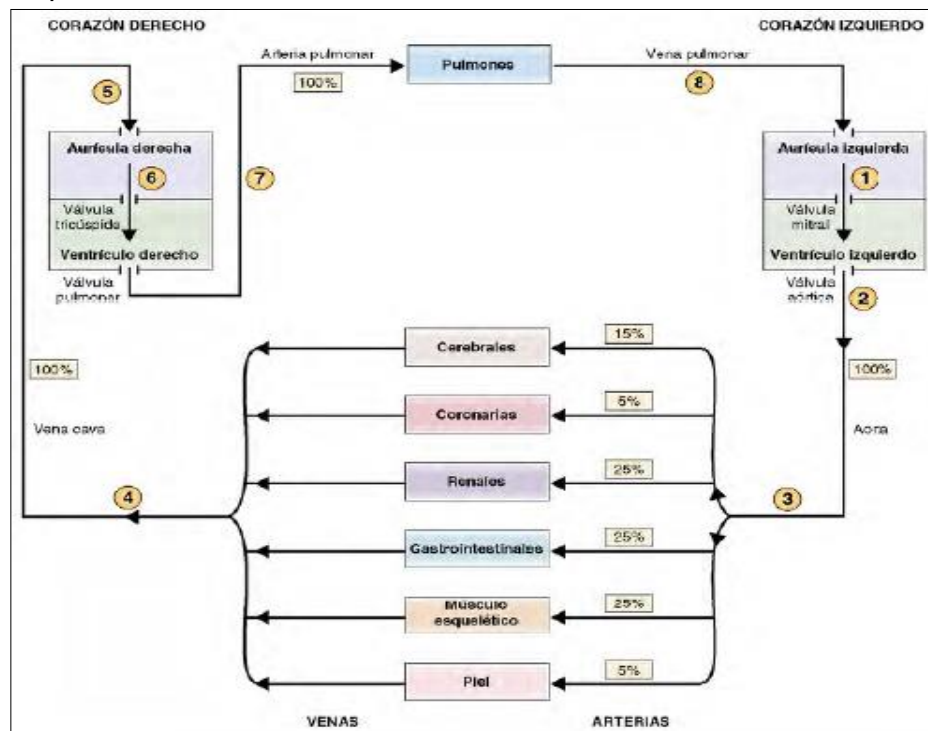
2.2.1. Fisiología cardiovascular

Manifiesta Constanzo (2023) que la función principal del sistema cardiovascular es suministrar sangre a los tejidos, proveer a las células con nutrientes necesarios para el

metabolismo y eliminar los desechos celulares. Además, este sistema está involucrado en diversas funciones homeostáticas: interviene en la regulación de la presión arterial, transporta hormonas reguladoras desde las glándulas endocrinas hasta sus sitios de acción en los tejidos diana; regula la temperatura corporal y también participa en ajustes homeostáticos ante condiciones fisiológicas alteradas como hemorragias, ejercicio o cambios posturales.

Guyton y Hall (2020) Se define ciclo cardíaco como la secuencia completa de eventos que tienen lugar en el corazón desde el inicio de un latido hasta el comienzo del siguiente. Este ciclo comienza con la generación espontánea de un potencial de acción en el nódulo sinusal, el cual se distribuye rápidamente por ambas aurículas y posteriormente desciende a los ventrículos a través del haz ubicado en las válvulas auriculoventriculares (AV). Tal como señala Constanzo (2011), el funcionamiento del corazón ocurre de manera secuencial entre sus cavidades derecha e izquierda. Así, la sangre es expulsada primero desde el ventrículo izquierdo hacia la circulación sistémica, luego pasa al lado derecho del corazón para ser enviada a la circulación pulmonar y finalmente retorna nuevamente a la aurícula izquierda, proceso que se aprecia en la figura 6.

Figura 6
Esquema del circuito del sistema cardiovascular.



Nota. Obtenido de Constanzo, L. S. (2023). Tratado de Fisiología (4ª edición). Elsevier.

2.2.2.1. Gasto Cardíaco

Constanzo (2023) Se define como gasto cardíaco a la velocidad con la que cada ventrículo expulsa sangre hacia la circulación en un periodo determinado. Debido a que ambas cavidades ventriculares funcionan de manera secuencial dentro del sistema cardiovascular, en condiciones fisiológicas normales el volumen bombeado por el ventrículo izquierdo es equivalente al del ventrículo derecho. Por otro lado, la sangre que retorna al corazón desde el sistema venoso recibe el nombre de retorno venoso. En situación de equilibrio, el retorno venoso que llega a las aurículas es igual al gasto cardíaco que el corazón expulsa hacia las arterias. Esta variable hemodinámica depende tanto del volumen sistólico cantidad de sangre eyectada en cada latido como de la frecuencia cardíaca, es decir, el número de latidos por minuto. El producto de ambos valores constituye el volumen total de sangre movilizado por unidad de tiempo, lo cual se representa en la ecuación 1. (*referido a la ecuación 1*).

$$\text{Gasto cardíaco} = \text{Volumen sistólico} \times \text{Frecuencia cardíaca} \quad (1)$$

Gasto cardíaco = volumen expulsado por minuto (ml / min)

Volumen sistólico = Volumen expulsado en un latido (ml)

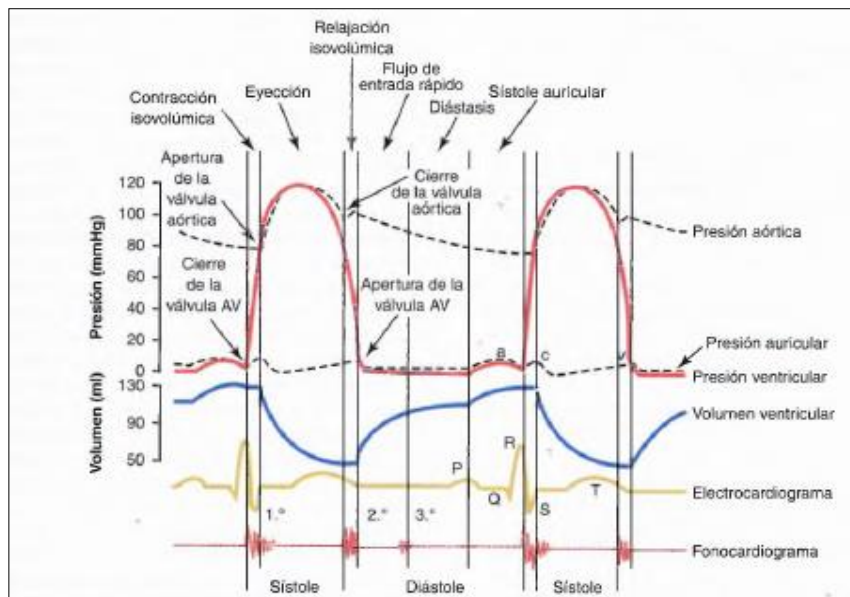
Frecuencia cardíaca = Latidos por minuto (lat / min).

2.2.3. Diástole y sístole

Guyton y Hall (2020) La diástole corresponde al periodo de relajación del corazón, mientras que la sístole representa su etapa de contracción. El tiempo que ocupa un ciclo cardíaco completo el cual abarca ambos procesos es equivalente al inverso de la frecuencia cardíaca, como se representa en la figura 7. A medida que aumenta la frecuencia del corazón, el lapso total destinado a cada ciclo se acorta, lo que implica una reducción tanto de la fase de contracción como de la de relajación. No obstante, este acortamiento no ocurre de manera proporcional, ya que la sístole se reduce en menor grado que la diástole. Asimismo, el potencial de acción cardíaco también disminuye conforme se incrementa la frecuencia, aunque en menor proporción que la fase de relajación.

Figura 7

Efecto de la frecuencia cardiaca en la duración del ciclo cardiaco.



Nota. Obtenido de Guyton, A. C., y Hall, J. E. (2020). *Tratado de fisiología médica* (14ª ed.). Elsevier.

2.2.4. Hemodinámica

Constanzo (2023) manifiesta que hemodinámica es la que estudia los principios que gobiernan el flujo sanguíneo en el sistema cardiovascular.

2.2.4.1. Flujo de un fluido viscoso

Villar et al. (2013) Señala que todos los fluidos tienen movimiento con viscosidad. Los fluidos reales presentan fuerzas internas que producen pérdidas de energía en forma de calor, debido a la fricción que se genera durante el movimiento; por ello, no se consideran sistemas conservativos. Cuando el efecto disipativo por viscosidad es pequeño, un fluido ideal circulando por un conducto horizontal y de diámetro uniforme mantiene la misma presión en todos sus puntos, tal como lo plantea el principio de Bernoulli. Sin embargo, en un fluido con viscosidad apreciable, la fricción interna modifica el comportamiento anterior, provocando que la presión no sea constante a lo largo del recorrido. En estos casos, la caída de presión depende directamente de la longitud y de la sección del tubo, relación que se describe mediante la ley de Poiseuille.

Guyton y Hall (2020) Como se muestra en la ecuación 2, la ecuación de Poiseuille es: F es la velocidad del flujo de sangre; ΔP , la diferencia de presión entre las terminaciones del vaso; r , el radio del vaso; η , la viscosidad sanguínea y L , la longitud del vaso. (referido a la ecuación 2).

$$F = \frac{\pi \Delta P r^4}{8 \eta L} \quad (2)$$

2.2.4.2. Fuerza de rozamiento

Villar et al. (2013) Indica que la fricción se incrementa cuando la velocidad de una placa es mayor que la de otra, así como si aumenta el área de contacto. Si se amplía la separación entre las placas, el roce debe reducirse, lo cual conlleva a una disminución en la velocidad relativa entre las láminas del fluido, tal y como se muestra en la ecuación 3. Además, el rozamiento está determinado por la velocidad de cambio de esta última respecto a la distancia perpendicular al movimiento, o sea, por el gradiente de velocidades (referido a la ecuación 3).

$$F_{ROZ} = \eta \left| \frac{dv}{dz} \right| S \quad (3)$$

2.2.4.3. Tipos de movimiento de los fluidos: laminar y turbulento

Villar et al. (2013) define al flujo laminar como a la situación considerada al definir el coeficiente de viscosidad, en donde el flujo se mueve como si estuviese subdividido en laminas, que mantienen su forma en el tiempo, cuando aumenta la velocidad, el flujo se convierte en turbulento, las láminas se mezclan continuamente, se forman remolinos y el flujo deja de ser estacionario.

Osborne Reynolds, un científico británico (1842-1912), determinó que la densidad y la viscosidad del fluido también son factores determinantes. Halló que el flujo a través de un tubo puede ser pronosticado como laminar o turbulento, dependiendo del valor del número de Reynolds, una magnitud adimensional. N_R como se muestra en la ecuación 4, en donde ρ es la densidad de los fluidos, v la velocidad del fluido, η la viscosidad y r el radio del tubo (referido a la ecuación 4).

$$N_R = \frac{\rho v r}{\eta} \quad (4)$$

2.2.4.4. Flujo sanguíneo

Constanzo (2023) Se indica que el flujo sanguíneo que circula a través de uno o varios vasos depende fundamentalmente de dos elementos: la resistencia vascular al paso de la sangre y el gradiente de presión existente entre el punto de entrada y el de salida del vaso. La relación que se establece entre flujo, presión y resistencia puede compararse con la analogía eléctrica propuesta en la ley de Ohm, en la que la corriente depende del voltaje aplicado y de la resistencia del circuito.

De manera equivalente, el comportamiento hemodinámico puede describirse mediante la ecuación 5, donde Q corresponde al flujo en ml/min, ΔP representa la diferencia de presión expresada en mmHg y R es la resistencia vascular definida en mmHg/ml/min. (referido a la ecuación 5).

$$Q = \Delta P / R \quad (5)$$

2.2.4.5. Velocidad del flujo sanguíneo

Constanzo (2023) Se señala que la velocidad del flujo sanguíneo corresponde al desplazamiento de la sangre dentro del sistema circulatorio por unidad de tiempo. El diámetro y el área de sección transversal de los vasos sanguíneos no son constantes, sino que varían a lo largo del sistema cardiovascular. Esta variación en el calibre vascular modifica de forma directa la rapidez con la que la sangre circula.

La relación entre velocidad (v), flujo (Q) y el área de sección transversal (A) — este último determinado por el radio o el diámetro del vaso— se expresa matemáticamente en la ecuación 6. En dicha relación, v representa la velocidad del flujo sanguíneo en cm/s, Q el flujo en ml/s y A el área transversal medida en cm^2 . (referido a la ecuación 6).

$$v = Q / A \quad (6)$$

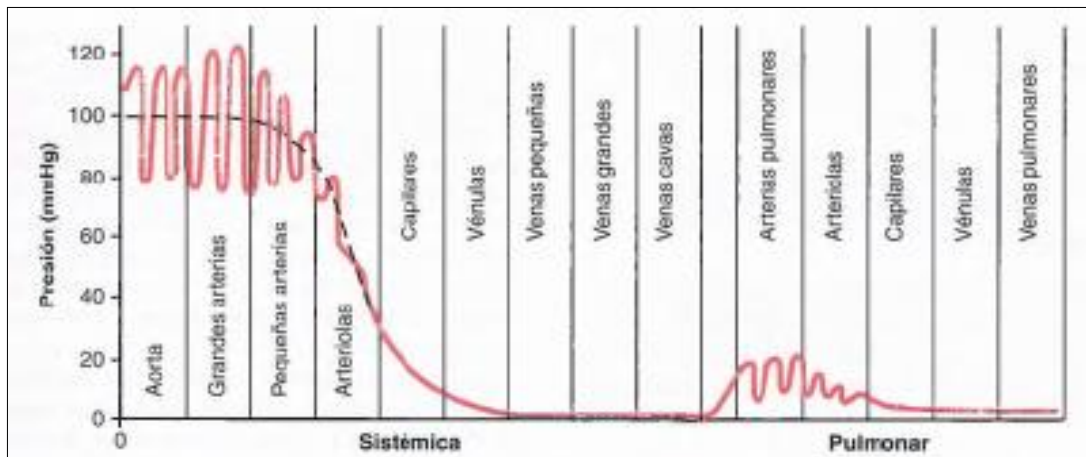
2.2.5. Presión Sanguínea

Guyton y Hall (2020) La presión arterial se define como la fuerza que ejerce la sangre sobre cada unidad de superficie de la pared de los vasos. Su medición se expresa casi siempre en milímetros de mercurio (mmHg), razón por la cual el manómetro de mercurio ha sido el instrumento de referencia desde su introducción en 1846 por Pouseuille. En algunos casos, también puede registrarse en centímetros de agua ($\text{cm H}_2\text{O}$). Dado que el mercurio posee una densidad 13,6 veces mayor que la del agua, 1 mmHg equivale

aproximadamente a 1,36 cmH₂O, considerando además que un centímetro corresponde a diez milímetros.

Figura 8

Presiones sanguíneas normales en las distintas porciones del aparato circulatorio.



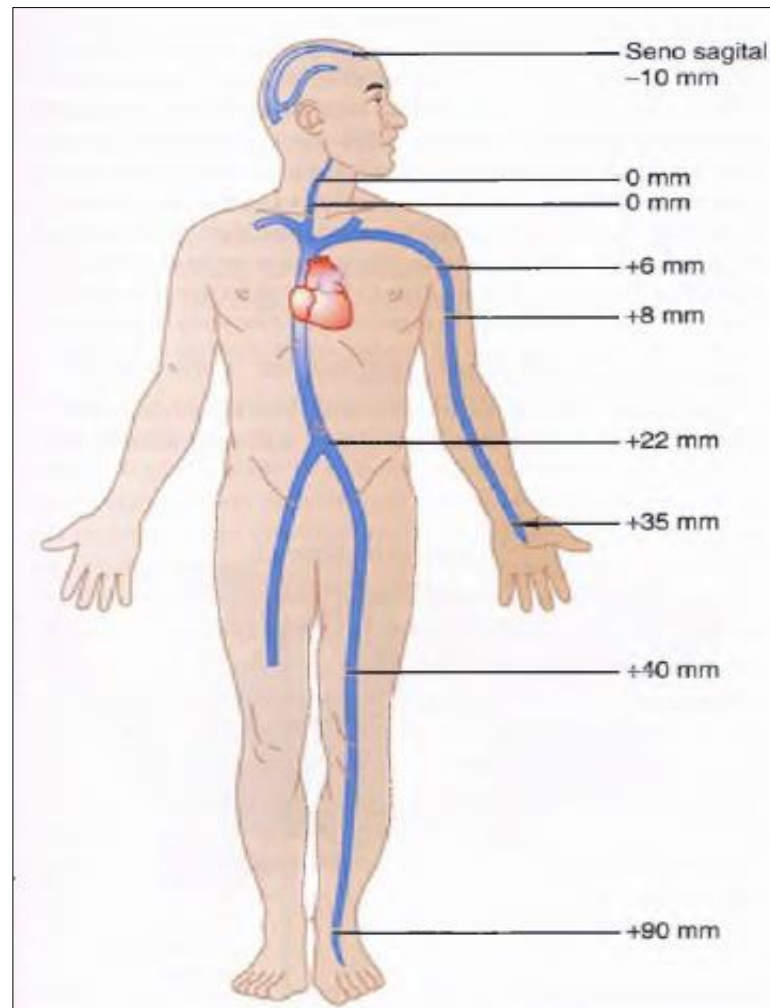
Nota. Obtenido de Guyton, A. C., y Hall, J. E. (2020). *Tratado de fisiología médica* (14ª ed.). Elsevier.

Además, Guyton y Hall (2020) En los organismos acuáticos expuestos al aire, la presión en la superficie coincide con la presión atmosférica, pero esta se incrementa en aproximadamente 1 mmHg por cada 13.6 mm de profundidad bajo el agua. Este incremento, generado por el peso del líquido, se conoce como presión gravitacional o hidrostática. Un fenómeno similar ocurre en el sistema vascular humano, donde el peso de la sangre produce variaciones de presión dentro de las venas, tal como se muestra en la figura 9.

En posición de pie, la aurícula derecha mantiene una presión cercana a 0 mmHg, debido a que el corazón impulsa la sangre excedente que tiende a acumularse en esa región. No obstante, en un adulto que permanece erguido e inmóvil, la presión venosa en los pies alcanza alrededor de +90 mmHg, resultado del peso de la columna de sangre entre el corazón y las extremidades inferiores. Las presiones venosas en el resto del cuerpo varían de forma proporcional dentro de este rango.

Figura 9

Presiones venosas manométricas en todo el cuerpo en una persona en bipedestación.



Nota. Obtenido de Guyton, A. C., y Hall, J. E. (2020). *Tratado de fisiología médica* (14ª ed.). Elsevier.

2.2.5.1. Presión Diastólica

Guyton y Hall (2020) La presión arterial diastólica es la más baja que se registra a través de un ciclo cardíaco. Se produce en la arteria durante el tiempo de relajación del ventrículo, cuando no se está enviando sangre desde el ventrículo izquierdo.

2.2.5.2. Presión Sistólica

Guyton y Hall (2020) describe a la presión arterial más alta que se registra a lo largo de un ciclo cardíaco es la presión sistólica. Es la presión arterial que se produce después de que, durante la sístole, el ventrículo izquierdo expulsa sangre.

2.2.5.3. Presión del pulso

Guyton y Hall (2020) explica que la presión del pulso es la diferencia entre la presión sistólica y la presión diastólica.

2.2.5.4. Presión arterial media

Guyton y Hall (2020) detalla a la mismo como el promedio de presión sistólica y diastólica en un ciclo cardiaco completo y se calcula mediante la ecuación 7 (*referido a la ecuación 7*).

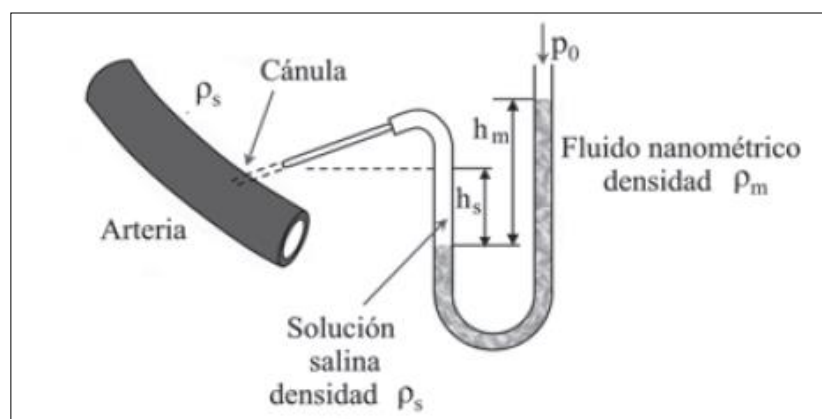
$$presion\ arterial\ media = presión\ diastolica + \frac{1}{3} presión\ del\ pulso \quad (7)$$

2.2.6. Medida de la Presión Sanguínea

Villar et al. (2013) indica que gracias a Bernouilli, Además de ser matemático, fue médico y fisiólogo. Inventó la canulación para medir la presión sanguínea y descubrió la ecuación que lleva su nombre. Este proceso implica la punción de una arteria o vena con un capilar o cánula, y la medición directa de su presión a través de un manómetro de tubo abierto.

Figura 10

Esquema del circuito del sistema cardiovascular.



Nota. Obtenido de Villar et al. (2013). Fundamentos Físicos de los Procesos biológicos (4ª edición). Club Universitario.

2.2.6.1. Regulación de la presión arterial

Constanzo (2023) La función fundamental del sistema cardiovascular, según nos dice, es proporcionar sangre a los tejidos para llevar nutrientes y oxígeno (O_2), además de eliminar productos residuales. Así, la sangre que va hacia los tejidos se impulsa por la diferencia de presión entre las partes venosa y arterial de la circulación.

a. Reflejo barorreceptor

Constanzo (2023) manifiesta que los mecanismos barorreceptores son reflejos rápidos mediados por el sistema nervioso que tratan de mantener la presión arterial constante ajustando la actividad de los sistemas nerviosos simpático y parasimpático hasta el corazón y los vasos sanguíneos, asimismo nos dice que Los barorreceptores o sensores de presión están ubicados en el interior de las paredes del arco aórtico y del seno carotídeo. Los barorreceptores cumplen la función de enviar información sobre la presión arterial hacia los centros vasomotores del sistema cardiovascular, ubicados en el tronco encefálico. Cuando la presión arterial se eleva, las paredes vasculares se distienden y los barorreceptores aumentan la frecuencia de sus impulsos aferentes. En contraste, una disminución de la presión reduce tanto el estiramiento de estos receptores como la frecuencia de transmisión nerviosa hacia el sistema central. Aunque pueden detectar el valor absoluto de la presión arterial, los barorreceptores responden con mayor sensibilidad a los cambios dinámicos y a la rapidez con que dichos cambios ocurren. En este sentido, el estímulo más eficaz para su activación es una variación brusca de la presión arterial, cómo se observa en la figura 11.

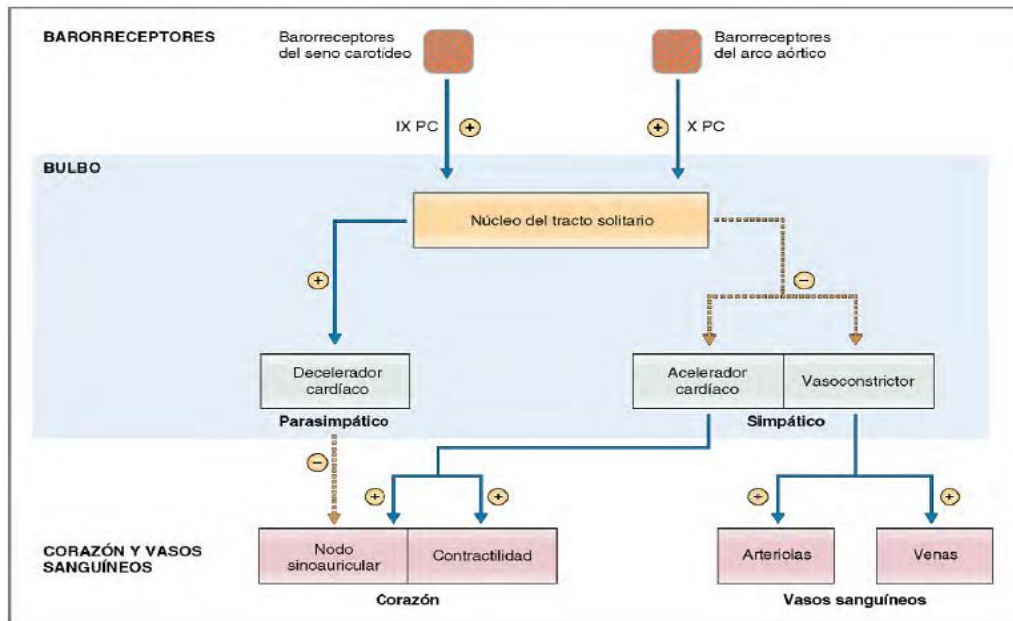
b. Quimiorreceptores periféricos

Constanzo (2023) Los quimiorreceptores sensibles al oxígeno se localizan principalmente en los cuerpos carotídeos, próximos a la bifurcación de las arterias carótidas comunes, y en los cuerpos aórticos, situados a lo largo del arco aórtico. Estas estructuras reciben un alto flujo sanguíneo y sus receptores responden de forma marcada a la disminución de la presión parcial de oxígeno (PaO_2). La activación de los quimiorreceptores periféricos se intensifica cuando la caída de oxígeno arterial se acompaña de un aumento en la presión parcial de dióxido de carbono ($PaCO_2$) o de una disminución en el pH sanguíneo. La reducción de la PaO_2 desencadena además un aumento en la ventilación, lo que disminuye el tono parasimpático hacia el corazón y

provoca un incremento de la frecuencia cardíaca, fenómeno asociado al reflejo de insuflación pulmonar.

Figura 11

Respuesta del reflejo barorreceptor al aumento de la presión arterial



Nota. Obtenido de Constanzo, L. S. (2023). Tratado de Fisiología (4ª edición). Elsevier.

2.2.7. Medición de la tensión arterial

2.2.7.1. Método directo o invasiva

Romeo (2021) Señala que existen dos formas diferentes de medir la presión arterial (PA): a través de métodos indirectos y directos. La primera metodología, que también se llama invasiva, requiere una muestra interna de la arteria a través de un catéter. Este método tiene como único propósito el uso clínico o investigativo.

2.2.7.2. Método indirecto o no invasiva

Cruz (2020) en su tesis "*Efectividad de la medición de la tensión arterial no invasiva versus la invasiva para la exactitud de la presión arterial en pacientes críticos de emergencia*" El método oscilométrico no invasivo es uno de los más antiguos utilizados para la monitorización hemodinámica y se basa en el uso de un manguito neumático para medir la presión arterial. No obstante, su precisión disminuye en situaciones

críticas y no proporciona información completa sobre la función cardíaca. Aun así, los sistemas de monitorización continua no invasivos han cobrado mayor relevancia en áreas de urgencias y emergencias, ya que permiten estimar la presión arterial y el gasto cardíaco mediante el análisis de las pulsaciones y de las ondas de presión arterial, incluso cuando la medición se realiza en regiones periféricas del cuerpo.

a. Método palpatorio

Blasco et al. (2011) El método palpatorio consiste en detectar el pulso a nivel de la muñeca, en la zona próxima al pulgar, utilizando un brazalete como instrumento de medición. El manguito se infla hasta que el pulso deja de percibirse y luego se libera la presión de forma gradual. El valor registrado en el momento en que el pulso vuelve a sentirse corresponde a la presión sistólica, mientras que la presión diastólica se determina cuando las pulsaciones recuperan su ritmo normal. No obstante, este método presenta limitaciones en cuanto a precisión, ya que requiere experiencia y entrenamiento para obtener mediciones confiables.

b. Método auscultatorio

Ruiz et al. (2021) indica consiste en identificar los sonidos que emite la arteria parcialmente ocluida y por consiguiente se determina el flujo arterial.

c. Método oscilométrico

Forouzanfar et al. (2015) La metodología oscilométrica es actualmente el método indirecto más utilizado para medir la presión arterial. Su finalidad es registrar y analizar las oscilaciones generadas por el flujo sanguíneo durante la variación de presión en el brazalete. Al igual que en otros procedimientos, se emplea un manguito que se infla y, mediante el procesamiento de la señal obtenida, es posible determinar la presión sistólica (PS), diastólica (PD) y la presión arterial media (MAP). El proceso consiste en inflar el brazalete hasta situarlo aproximadamente 40–50 mmHg por encima de la presión sistólica estándar (120 mmHg), con lo cual la presión ejercida se transmite al brazo y ocluye progresivamente la arteria. Posteriormente, el manguito se desinfla de manera controlada. A medida que la presión disminuye y desciende por debajo del valor diastólico convencional (80 mmHg), la arteria comienza a abrirse, la sangre vuelve a fluir y las oscilaciones alcanzan su máxima amplitud, permitiendo calcular los valores hemodinámicos correspondientes.

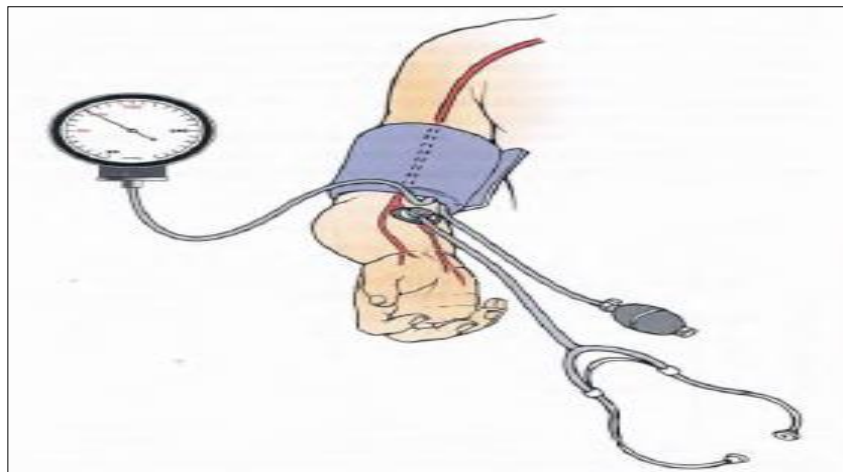
2.2.7.3. El esfigmomanómetro

Villar et al. (2013) El esfigmomanómetro, instrumento empleado actualmente para medir la presión arterial, fue desarrollado en 1896 por el médico italiano Scipione Riva-Rocci. La presión sanguínea depende de los dos ciclos del bombeo cardíaco: sístole y diástole. Durante la sístole, el corazón impulsa la sangre hacia las arterias, generando el valor máximo de presión; mientras que en la diástole recibe sangre proveniente de las venas, produciéndose el valor mínimo. Como resultado de este proceso, la presión arterial oscila entre un nivel máximo (sistólico) y un mínimo (diastólico).

Guyton y Hall (2020) La medición auscultatoria se realiza colocando el estetoscopio sobre la arteria braquial a nivel antecubital, mientras se infla un manguito de presión arterial en la parte superior del brazo. Cuando la presión aplicada por el manguito es baja y no logra ocluir la arteria, no se perciben sonidos. Sin embargo, cuando la presión es suficiente para cerrar la arteria durante parte del ciclo cardíaco, comienza a escucharse un sonido con cada latido. Estos sonidos corresponden a los ruidos de Korotkoff.

Figura 12

Método para medir las presiones arteriales sistólica y diastólica



Nota. Obtenido de Guyton, A. C., y Hall, J. E. (2020). *Tratado de fisiología médica* (14ª ed.). Elsevier.

2.2.8. Ruidos de Korotkoff

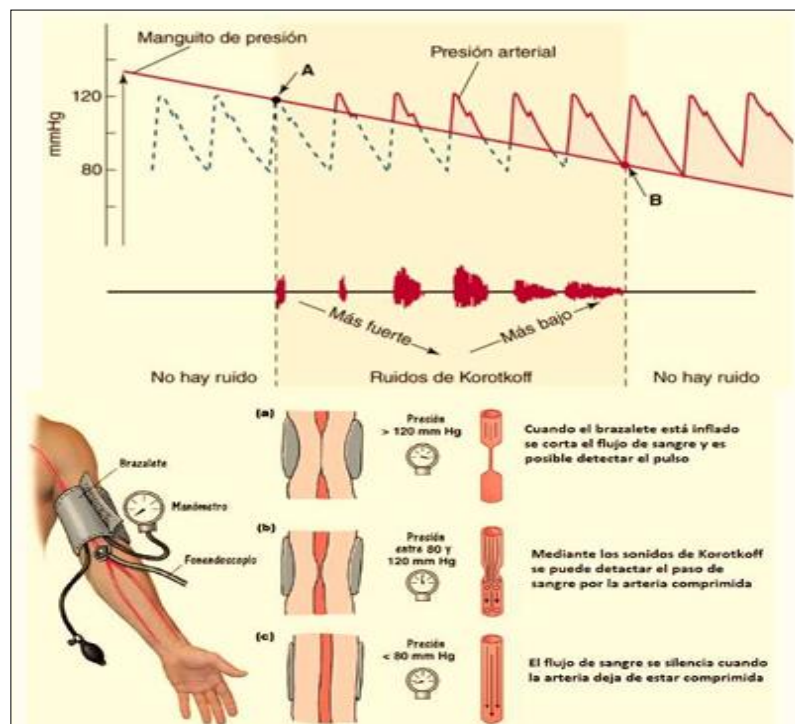
Guyton y Hall (2020) Los ruidos de Korotkoff se originan principalmente por el paso de un chorro de sangre a través de una arteria que permanece parcialmente comprimida por el manguito. Este flujo turbulento genera vibraciones en las paredes del vaso, las

cuales se transmiten y pueden ser escuchadas mediante el estetoscopio durante la medición de la presión arterial.

La Facultad de Medicina del Departamento de Fisiología de la UNAM (2021) nos explica que los ruidos de Korotkoff Se producen cuando se pasa de un flujo laminar a uno turbulento. En una arteria normal, las paredes son adecuadamente lisas para que la sangre tenga un patrón laminar organizado en el que las moléculas de sangre adheridas a las paredes arteriales prácticamente no se desplazan y las partículas en el centro de la arteria poseen la mayor velocidad de movimiento, cómo se observa en la figura 13, asimismo describe a los ruidos de Korotkoff en 5 fases: La primera es un sonido más agudo y fuerte, el cual se escucha cuando la presión sistólica excede a la del brazalete. La segunda son murmullos que se perciben durante casi todo el tiempo entre la primera fase y las últimas (entre los valores de presión diastólica y sistólica). Las fases tres y cuatro son audibles con presiones de aproximadamente 10 mmHg por encima de la presión sanguínea diastólica; ambas se describen como "golpes pesados" y "amortiguados". Finalmente, la quinta fase es el silencio que ocurre cuando la presión del brazalete baja de la diastólica.

Figura 13

Relación entre la presión arterial y los ruidos cardiacos.



Nota. Departamento de Fisiología, Facultad de Medicina, UNAM (2021).Practica de Hemodinamia.

La Facultad de Medicina del Departamento de Fisiología de la UNAM (2021) afirma que el número de Reynolds se emplea para anticipar si la corriente sanguínea será laminar o turbulenta. Esta considera varios elementos del fluido (por ejemplo, la densidad y la viscosidad de la sangre, así como su velocidad) y también del tubo a través del cual fluye (su diámetro).

Constanzo (2023) Nos indica que, para calcular el número de Reynolds, se deben tener en cuenta diversos factores, entre ellos la viscosidad de la sangre, el diámetro del vaso y la velocidad media del flujo. Cuando el número de Reynolds es menor a 2.000, el flujo sanguíneo es laminar; si excede los 2.000, se incrementa la probabilidad de que sea turbulento.

2.2.9. Hipertensión Arterial

La OMS (2021) La hipertensión arterial se distingue porque los vasos sanguíneos presentan una presión elevada. La sangre circula por todo el cuerpo desde el corazón a través de los vasos sanguíneos, y cada vez que tarde el corazón, promueve esta circulación. La tensión arterial se presenta cuando la fuerza que transporta la sangre es excesiva y presiona fuertemente las paredes de los vasos. Cuando la presión es más alta, el corazón tiene mayores dificultades para bombardear. Así, esta la tensión arterial provoca que el corazón aumente su velocidad para bombear sangre, y este cambio afecta finalmente la función de órganos como el corazón, el riñón o el cerebro.

American College of Cardiology (2019) El adecuado control de la hipertensión es esencial para disminuir la morbilidad y mortalidad cardiovascular (CV). Por esta razón se han desarrollado diversas guías clínicas orientadas a estandarizar el diagnóstico, tratamiento y seguimiento de esta enfermedad, facilitando la toma de decisiones en la práctica médica. A nivel internacional, dos documentos son ampliamente reconocidos: las guías de 2017 y 2018 de la Sociedad Europea de Cardiología (ESC) y la Sociedad Europea de Hipertensión (ESH). En el Perú, el MINSA adopta principalmente las recomendaciones europeas (ESC/ESH), aunque también incorpora lineamientos de las guías emitidas por el American College of Cardiology (ACC) y la American Heart Association (AHA).

2.2.10.1. Presión Sanguínea según Sociedad Americana

De acuerdo a American Heart Association (AHA) y American College of Cardiology (ACC) (2023) En adultos, se considera presión arterial normal cuando la sistólica es

menor de 120 mmHg y la diastólica es inferior a 80 mmHg. Se entiende como presión elevada cuando la sistólica se mantiene de forma persistente entre 120–129 mmHg con diastólica menor de 80 mmHg.

La hipertensión en etapa 1 corresponde a valores sistólicos de 130–139 mmHg o diastólicos de 80–89 mmHg; mientras que la etapa 2 se diagnostica cuando la presión supera los 140/90 mmHg. Por su parte, una crisis hipertensiva ocurre cuando la presión se eleva abruptamente por encima de 180 mmHg en la sistólica o 120 mmHg en la diastólica, situación que requiere atención médica inmediata. Estos rangos se presentan en la Tabla 3 del Boletín Oficial de la Sociedad Chilena de Hipertensión. (Passalacqua y Tagle, 2018).

Tabla 2

Clasificación de la PA en la Guía Americana ACC/AHA 2017

Categoría de presión arterial en adultos			
Categoría de PA	PAS		PAD
Normal	<120 mmHg	Y	<80 mmHg
Elevada	<120-129 mmHg	Y	<80 mmHg
Hipertensión	<130-139 mmHg	O	<80-90 mmHg
Etapa 1			
Hipertensión	≥140 mmHg	O	≥90 mmHg
Etapa 2			
La categoría la establece la PAS o PAD más elevada			

Nota. Adaptado de Guía de hipertensión arterial AHA/ACC (2017) y ESC/ESH (2018), Boletín Oficial de la Sociedad Chilena de Hipertensión, Vol. 23, 2018. por W. Passalacqua y R. Tagle. Copyright 2018 por la Sociedad Chilena de Hipertensión.

Asimismo, la American Heart Association (AHA) y American College of Cardiology (ACC) (2023) indica que en el caso de los niños la hipertensión puede provocar daños cardiovasculares a los pocos años y aumentar la probabilidad de sufrir enfermedades cardiovasculares en la edad adulta. Con base en estos datos, el nuevo informe de la AHA establece que la presión arterial alta en niños de 13 años y más se define usando los mismos límites que para los adultos. En niños menores de 13 años, si la presión arterial diastólica o sistólica está por encima del percentil 95, se diagnostica hipertensión; esto quiere decir que el 95% de los niños con igual edad, sexo y altura tienen una presión arterial más baja. Se considera que la presión arterial es normal si se encuentra por debajo del percentil 90.

2.2.10.2. Presión Sanguínea según Sociedad Europea

La sociedad española de cardiología en la traducción de la guía original ESC 2024 sobre La guía ESC/ESH 2018, que trata sobre el diagnóstico y la terapia de la hipertensión arterial, ha sido actualizada por el Grupo de Trabajo para el manejo de la presión arterial elevada y la hipertensión de la Sociedad Europea de Cardiología. Aunque se fundamenta en su versión anterior, incorpora novedades y mejoras basadas en pruebas recientes.

La guía de 2024 dice que la definición de hipertensión en consulta como una presión arterial sistólica de ≥ 140 mmHg o presión arterial diastólica de ≥ 90 mmHg, de tal manera que se introduce una nueva categoría llamada "presión arterial elevada", que se define como una presión arterial sistólica en consulta de 120-139 mmHg o una presión diastólica de 70-89 mmHg, así como la recomendación de un objetivo de la presión arterial sistólica 120-129 mmHg en adultos con tratamiento farmacológico antihipertensivo.

Desde la publicación de la Guía ESC/ESH 2018 sobre el diagnóstico y tratamiento de la hipertensión arterial, tres expertos en la precisión de dispositivos (la Association for the Advancement of Medical Instrumentation, ESH y la International Harmonized un estándar global para los instrumentos que miden la presión arterial (Organización para la Normalización). La guía ESC 2024 sobre el manejo de la hipertensión y la presión arterial elevada es probable que sea adoptada en gran medida, como se muestra en la tabla 5. (The European Society of Cardiology, 2024).

Tabla 3

Clasificación de la PA en la Guía Europea ESC/ESH 2018

	PA en la consulta (mmHg)	PA en el domicilio (mmHg)	MAPA diurno (mmHg)	MAPA 24h (mmHg)	MAPA nocturna (mmHg)
Referencia					
PA no elevada	<120/70	<120/70	<120/70	<115/65	<110/60
PA elevada	120/70 - <140/90	120/70 - <135/85	120/70 - <135/85	115/65 - <130/80	110/60 - <120/70
Hipertensión	$\geq 140/90$	$\geq 135/85$	$\geq 135/85$	$\geq 130/80$	$\geq 120/70$

Nota. Adaptado de Guía de ESC 2024 sobre el manejo de la presión arterial elevada y la hipertensión (2024), traducido por la Sociedad Española de Cardiología, 2024.

2.2.11. Semiología

La OMS (2019) clasifica la hipertensión arterial según:

2.2.11.1. Valor de la Presión Arterial

Vicente (2023) Señala que la tensión normal es de 119/79 mmHg, y también que diferentes elementos, como el género, la edad, los hábitos o la alimentación, entre otros, afectan los resultados de cada individuo en cuanto a presión arterial. Y en otras ocasiones, como el sueño, las emociones o la digestión.

2.2.11.2. Enfermedades derivadas

Betancourth (2023) Indica que el corazón debe realizar un esfuerzo mayor para bombear la sangre a través de espacios más pequeños cuando surge el problema de presión alta, lo que provoca un aumento de la presión. La OMS denomina a la hipertensión arterial "asesina silenciosa" porque no causa daños significativos al principio; no obstante, con el paso del tiempo, ocasiona alteraciones en otros sistemas corporales y puede provocar enfermedades graves.

a. Infarto Agudo

Betancourth (2023) sostiene que el infarto agudo es una de las enfermedades más severas asociadas con la presión arterial alta sin control. Esta condición, que tiene el potencial de ser letal, ocurre debido al endurecimiento y estrechamiento de las arterias, lo que impacta el transporte del flujo sanguíneo.

b. Accidente Cerebrovascular

Betancourth (2023) manifiesta que los ACV puede ocurrir cuando la circulación sanguínea tiene problemas para alcanzar el cerebro, ya que la presión impacta directamente en el flujo de sangre hacia este órgano esencial; los pacientes hipertensos tienen una probabilidad mucho mayor de padecer esta enfermedad, cuyos síntomas principales incluyen dificultad para respirar, hinchazón de las extremidades, distensión abdominal, trastornos del sueño, incontinencia urinaria y cansancio o debilidad entre otros. La OMS señala que anualmente, En todo el mundo, 15 millones de personas sufren un accidente cerebrovascular. De estos, 5 millones mueren y otros cinco millones quedan con discapacidades permanentes, lo que supone una carga para la familia y la comunidad. En individuos de menos de 40 años, el accidente cerebrovascular ocurre raramente; cuando sucede, la causa más común es la hipertensión arterial. No obstante, el 8% de los niños con anemia falciforme también sufren un accidente cerebrovascular. El ministerio de Salud (2024) en su comunicado de prensa con motivo del Día Mundial del Accidente Cerebrovascular: una enfermedad que se caracteriza por la aparición

repentina y brusca de síntomas, aclaración que hasta el presente año, el Servicio de Atención Móvil de Urgencia (SAMU) ha atendido 17 500 casos, aproximadamente 450 de los cuales han sido categorizados como ACV y trasladados a hospitales y centros especializados en tiempo adecuado.

c. Diabetes

De acuerdo a Resolución Ministerial N°356-2024/MINSA con fecha 21 de Mayo del 2024, En El año 2021, la Federación Internacional de Diabetes (FID) divulgó nuevos datos que indican que en todo el mundo existen 537 millones de personas adultas con diabetes. Esta cifra es preocupante porque representa un aumento del 16% (74 millones) con respecto a las estimaciones del año 2019. Se prevé que para el año 2030, esta cifra ascenderá a 643 millones (11,3%) y a 783 millones (12,2%) para el año 2045. También indica que en América del Sur, Bolivia y Perú presentan tasas bastante bajas, posiblemente debido al subdiagnóstico de los casos. Por otro lado, Chile tiene tasas intermedias entre 6.5 y 8.6 casos por cada 100.000 habitantes, mientras que Uruguay y Argentina tienen aproximadamente 8 casos por cada 100.000 individuos. Existen factores de riesgo que podrían incrementar la probabilidad del desarrollo de la enfermedad, como infecciones virales, efecto de lactancia materna, estatus socioeconómico, obesidad, déficit de vitamina D, entre otros. Asimismo, la Plataforma Digital Única del Estado Peruano (2024) Define la diabetes como una enfermedad crónica que se presenta cuando el páncreas no genera insulina en cantidad suficiente o cuando el cuerpo no emplea de manera eficiente la insulina disponible. Se clasifica en tres categorías: diabetes tipo 1, tipo 2 y gestacional.

- *Diabetes tipo 1*: la Plataforma Digital Única del Estado Peruano (2024) indica que sucede cuando el páncreas deja de generar insulina. A pesar de que el tratamiento puede prevenir y controlar las complicaciones, esta enfermedad necesita un diagnóstico médico oportuno, ya que tiene la posibilidad de continuar durante años o incluso durante toda la vida. A menudo afecta a niños y adultos jóvenes. Para evaluarlo, se deben llevar a cabo análisis de sangre y orina. Entre sus síntomas principales se encuentran la fatiga, el hambre, la sed excesiva, las náuseas o vómitos, la micción abundante, la pérdida de peso, la somnolencia, la visión borrosa y el dolor de cabeza.
- *Diabetes tipo 2*: la Plataforma Digital Única del Estado Peruano (2024) a que el tratamiento puede ser proporcionado por atención médica profesional, esta condición requiere de un diagnóstico médico inmediato, ya que puede

extenderse durante años o incluso toda la vida. diagnosticarlo, es necesario realizar análisis de laboratorio o estudios de imágenes diagnósticas. Entre sus síntomas más importantes se incluyen la sed, el hambre, la fatiga, la micción en exceso, la visión borrosa y la mala cicatrización de las heridas. Igualmente, una pérdida o aumento de peso súbito.

- *Diabetes gestacional*: la Plataforma Digital Única del Estado Peruano (2024) indica que se manifiesta en algunas mujeres en las fases finales del embarazo. Es provocada por el desequilibrio hormonal en la etapa de gestación o por una falta de insulina.

d. Insuficiencia cardíaca

El Ministerio de Salud emitió la resolución directoral N°415-2022-HCH/DG con fecha 28 de diciembre de 2022 en donde aprueba la Guía de Intervención de Enfermería en pacientes con insuficiencia cardíaca, en donde Nos señala que la insuficiencia cardíaca La enfermedad isquémica del corazón se define como la afección producida por el estrechamiento u obstrucción de los vasos sanguíneos, lo que limita el flujo sanguíneo hacia el tejido cardíaco. Esto suele ser consecuencia de la arterioesclerosis, proceso en el cual se acumula placa grasa en las paredes arteriales, endureciéndolas y reduciendo su diámetro interno. Cuando el flujo de sangre disminuye, pueden presentarse complicaciones como infarto agudo de miocardio, angina de pecho, accidente cerebrovascular, entre otras alteraciones cardíacas que afectan la función de las válvulas, el ritmo eléctrico o la fuerza del músculo cardíaco. En estos casos, el corazón no puede bombear sangre oxigenada de manera adecuada hacia el resto del cuerpo.

e. Aterosclerosis

Betancourth (2023) define a la aterosclerosis como una afección que se origina por múltiples causas, incluida la presión arterial elevada sin control. Esto lleva a que las arterias se vuelvan más rígidas, lo cual puede provocar bloqueos y trastornos peligrosos, como la enfermedad arterial coronaria.

f. Enfermedades renales

La Sociedad Latinoamericana de Nefrología e Hipertensión (2024) indica que los pacientes con hipertensión sufren la degeneración de las arterias y venas en varios

órganos a medida que pasa el tiempo. Los riñones son uno de los primeros en padecer estos daños, esto se debe al tamaño microscópico de los capilares que componen gran parte del tejido renal. Además, en los riñones hay un sistema para regular la presión arterial que puede ser modificado por diversas razones renales, como estenosis arterial, tumores o causas endocrinas, entre otras. Generando, así, una hipertensión secundaria a las razones mencionadas. El Instituto Nacional de Salud de Estados Unidos (NIH) señala que la hipertensión provoca que el corazón realice un esfuerzo adicional y, con el paso del tiempo, puede perjudicar los vasos sanguíneos en todo el organismo. Si los vasos sanguíneos de los riñones se lastiman, puede que ya no sean capaces de expulsar el exceso de líquido y los desechos del organismo. Por lo tanto, es posible que la presión arterial aumente aún más si hay un exceso de líquido en los vasos sanguíneos. Es un ciclo riesgoso; además, indica que la insuficiencia renal crónica en sus fases iniciales es un problema "silencioso", lo cual quiere decir que no presenta ningún signo o síntoma, como ocurre con la hipertensión arterial. Es posible que una persona tenga CKD sin saberlo, porque no se siente enfermo.

g. Enfermedades oculares

Betancourth (2023) señala que las limitaciones en el flujo de sangre hacia cualquier parte del cuerpo pueden resultar en daños en los vasos retinianos. Las enfermedades visuales generalmente se desarrollan de manera progresiva. Estos empiezan con síntomas habituales como la visión borrosa, la pérdida de agudeza y la inflamación.

h. Hipertensión Pulmonar

La European Lung Foundation (2024) indica que La presión arterial alta en las arterias pulmonares, que llevan la sangre desde el corazón hasta los pulmones, provoca hipertensión pulmonar (HP). Puede afectar la parte derecha del corazón y dificultar que este bombee sangre de manera eficaz por el cuerpo entero. Esto puede resultar en un ataque cardíaco en el lado derecho y puede ser fatal.

2.2.12. Microcontrolador

Atlantic International University (2008) Un microcontrolador es un circuito integrado que reúne en un solo chip una CPU, memoria RAM y ROM, puertos de entrada/salida y diversos periféricos. Todos estos elementos trabajan de forma conjunta, por lo que se le considera una microcomputadora completa en tamaño reducido.

Su funcionamiento se basa en ejecutar un programa almacenado internamente para controlar una aplicación específica. A través de sus pines de entrada y salida es posible conectar sensores y actuadores, mientras que los recursos adicionales del microcontrolador están destinados al manejo eficiente del sistema que gobierna. Una vez que el microcontrolador ha sido programado y configurado, solo se utiliza para ejecutar la tarea que le ha sido designada.

a. ESP32

Saravia (2019) El ESP32, desarrollado por Espressif Systems, es un microcontrolador de bajo costo y bajo consumo basado en tecnología SoC (System on Chip). Integra de forma nativa Wi-Fi y Bluetooth de modo dual, además de componentes clave como conmutador de antena, balun RF, amplificadores, filtros y módulos de gestión de energía, todo dentro del mismo chip; lo que lo convierte en una solución compacta y eficiente para dispositivos portátiles.

Según OpenELAB (2024), destaca por su procesador de doble núcleo, su conectividad inalámbrica integrada, su amplia memoria, variedad de pines de entrada y salida, y su capacidad de operar con consumo energético ultra bajo. Gracias a estas características, el ESP32 es idóneo para aplicaciones de IoT, sistemas electrónicos con comunicación inalámbrica y trabajos que requieran control avanzado, como robótica y automatización.

b. Arduino uno

OpenELAB (2024) nos dice que Arduino ofrece un ecosistema integral que comprende tanto hardware (varias placas) como software (Arduino IDE). Este sistema incluye todo lo necesario para comenzar. Entre sus características sobresalientes se encuentran su facilidad de uso, su extenso rango de placas, desde la Arduino Uno para principiantes hasta modelos más sofisticados como la Arduino Mega y la Arduino Due, así como su vasta colección de bibliotecas, que facilita la integración de distintos módulos, tales como motores, pantallas y sensores; estas cualidades son ideales para proyectos educativos, prototipos sencillos y robótica elemental. Su principal desventaja es su limitada capacidad de procesamiento y su falta de Bluetooth o Wi – Fi.

c. Raspberry Pi Pico

OpenELAB (2024) indica que La Raspberry Pi Pico es una placa de microcontrolador que se basa en el chip RP2040, creado por la Fundación Raspberry Pi, un grupo de individuos talentosos. Es un competidor fuerte en el mercado de microcontroladores, gracias a su procesador de doble núcleo, su amplia memoria, el subsistema PIO que permite una gestión flexible de diferentes periféricos y su gran cantidad de pines. Tiene un coste bajo, lo que lo hace ideal para proyectos con presupuesto reducido y aplicaciones enfocadas en el rendimiento. También es útil para proyectos que se benefician del subsistema PIO flexible, como las interfaces personalizadas. Sin embargo, no tiene integrado Wi-Fi o Bluetooth.

d. Comparativa entre 3 microcontroladores

Se tomó un cuadro comparativo entre tres microcontroladores más populares del mercado: ESP32, Arduino y Raspberry Pi Pico, “Con el fin de brindar información relevante para la elección adecuada del microcontrolador dependiendo de las necesidades específicas del proyecto” como se observa en la Tabla 4.

Tabla 4

Comparativa entre tres microcontroladores (ESP32 vs Arduino vs Raspberry Pi Pico)

Características	ESP32	ARDUINO UNO	Raspberry Pi Pico
Procesador	Tensilica LX6, hasta 240 MHz	ATmega328P, 16 MHz	ARM Cortex-M0+ de doble núcleo, hasta 133 MHz
Memoria	520 KB SRAM, hasta 4 MB Flash	2 KB SRAM, 32 KB Flash	264 KB SRAM, admite hasta 16 MB de Flash externo
Conectividad	Wi-Fi y Bluetooth integrados	Sin conectividad incorporada (requiere módulos adicionales)	Sin conectividad incorporada (requiere módulos adicionales)
Pines GPIO	Amplio conjunto de pines GPIO, admite varios periféricos	14 pines de E/S digitales, 6 pines de entrada analógica	26 pines GPIO multifunción
Gestión de energía	modos de bajo consumo	gestión de bajo consumo dedicada	Soporta modos de bajo consumo
Entorno de Desarrollo	Arduino IDE, Espressif IDF, PlatformIO	IDE de Arduino	Arduino IDE, MicroPython, C/C++
Precio	Relativamente asequible	Precio moderado	Bajo costo
Soporte comunitario	Amplio apoyo y recursos comunitarios.	Amplio apoyo y recursos comunitarios.	Apoyo comunitario creciente, pero no tan amplio como Arduino
Proyectos ideales	Proyectos avanzados que requieren comunicación inalámbrica, como dispositivos domésticos inteligentes, sensores remotos, etc.	Proyectos educativos, proyectos electrónicos simples, creación rápida de prototipos.	Proyectos sensibles a los costos, aplicaciones orientadas al rendimiento, proyectos con requisitos de E/S flexibles

Nota. Adaptado de ESP32 vs Arduino vs Raspberry Pi Pico (2024), Por OpenELAB Technology Ltd, 2024.

2.3. Definición de términos

2.3.1. Presión Arterial

La arterial es la fuerza que la sangre ejerce sobre las paredes de los vasos sanguíneos; mide en milímetros de mercurio (mmHg). Se presenta como una fracción compuesta por dos cifras en milímetros de mercurio (mmHg) Se presenta como una fracción compuesta por dos cifras. La cifra inicial se refiere a la presión sistólica y la siguiente, a la diastólica (Dorland, 2025).

2.3.2. Presión Diastólica

La presión que se genera en las venas cuando el corazón está inactivo entre latidos. (Dorland, 2025).

2.3.3. Presión Sistólica

Cuando el corazón se contrae y expulsa sangre del ventrículo izquierdo, es cuando la aorta experimenta la máxima presión (Dorland, 2025)

2.3.4. Hipertensión

Cuando se presentan dificultades en la circulación sanguínea, se produce un problema cardiovascular llamado hipertensión o presión arterial alta (Dorland, 2025).

2.3.5. Esfigmomanómetro

Dispositivo médico para el control de la presión arterial, compuesto por un manómetro, una pera de goma con válvula de liberación y un brazalete o manguito (Dorland, 2025).

2.3.6. Viscosidad

Resistencia al flujo: cualidad física de un material que depende del roce de las moléculas que lo integran cuando unas se deslizan sobre otras (Dorland, 2025).

2.3.7. Sangre

Fluido que fluye por las arterias, el corazón, los capilares y las venas, llevando oxígeno y nutrientes a las células del organismo (Dorland, 2025).

2.3.8. Condición eléctrica

Manera de medir el consumo de energía en los dispositivos para plantear soluciones y mejorar la eficiencia del sistema (Sánchez S., 2012).

2.3.9. Procesador

Es el elemento responsable de llevar a cabo las instrucciones de los programas (Rebollo, 2011).

2.3.10. Señal Analógica

Es aquella que cambia de manera constante a lo largo del tiempo. Las señales analógicas pueden adquirir todos los valores de un intervalo (Tanenbaum y Whetheral, 2012).

2.3.11. Sensor

Un sensor es un objeto que puede captar estímulos o acciones del entorno y reaccionar de acuerdo a ellos; además, puede modificar una propiedad en respuesta a magnitudes químicas o físicas y convertirlas en variables eléctricas. Los requerimientos de los usuarios determinan la existencia de distintos tipos de sensores (Angeles, 2019).

CAPÍTULO III: MARCO METODOLÓGICO

3.1. Diseño de la investigación

Será un prototipo, dado que se empleará un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32. Esta clasificación se fundamenta en la intención de crear una solución práctica para medir la presión arterial de manera cómoda y accesible.

3.1.1. Determinación de requerimiento y planeación

3.1.1.1. Planeación

Se construyó un prototipo en sistemas embebidos. Este empleó sensores, un método de filtrado, amplificación y procesamiento para clasificar la presión arterial. Según TRIBALYTE TECHNOLOGIES (2021), los sistemas embebidos se definen como sistemas computacionales diseñados para llevar a cabo funciones concretas, cuyas partes están incorporadas en una placa base.

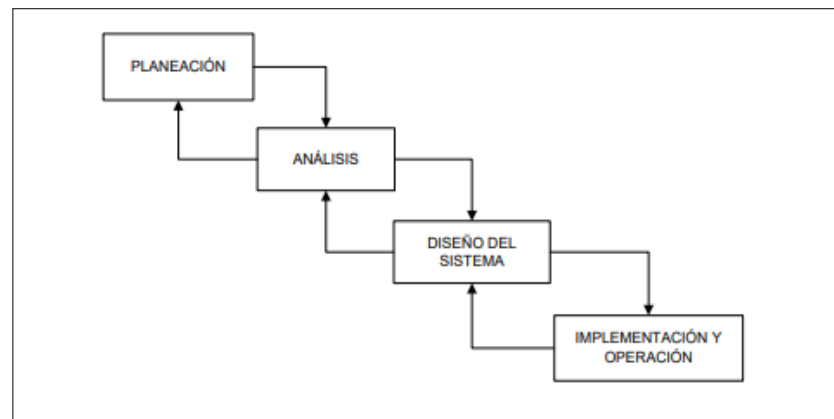
Un microcontrolador, que es un microprocesador con interfaces de entrada/salida y una memoria pequeña en el mismo chip, es el encargado de operar la unidad central del sistema. Para Al elegir este microcontrolador, se realizó un análisis comparativo entre tres tipos (Raspberry, Arduino y ESP32), considerando las ventajas y desventajas de cada uno.

Para que el prototipo funcione, se requirió sensores y hardware como de software para implementar una lógica de diseño que supervisará el procesamiento de los datos sobre la presión arterial.

El proyecto se desarrolló utilizando un modelo de desarrollo iterativo e incremental, dado que fue planeado en diferentes intervalos de tiempo. Se fueron añadiendo funcionalidades y se utilizó el ciclo de vida en cascada, para la rectificación temprana de errores.

3.1.1.2. Ciclo de vida de cascada

En la figura 14 se encuentra el esquema del ciclo de vida cascada puro

Figura 14*Ciclo de vida de cascada*

Nota. "Desarrollo de un prototipo funcional de bajo costo"

3.2. Acciones y actividades

3.2.1. Funcionalidad

El prototipo empieza con la bomba de aire el cual infla el brazaletes hasta cierta presión ejercida en este, posteriormente comienza a desinflar tomando los datos obtenidos del sensor pasan al microcontrolador el cual lo procesa y almacena en la memoria.

3.2.1.1. Composición de hardware

El Hardware consistirá en 2 etapas, la primera etapa es la etapa de control en donde está el bloque de adquisición de datos, procesamiento y almacenamiento) y la segunda la etapa de potencia (alimentación y neumática).

a. Etapa de control

Dentro del bloque de adquisición de datos encontramos el sensor de presión, el bloque de procesamiento está compuesto por el microcontrolador, así mismo el bloque de almacenamiento está compuesto por una micro SD.

b. Etapa de potencia

El bloque de Alimentación está compuesto por la alimentación adecuada que requiere cada etapa, así mismo en el bloque neumático encontramos una bomba de aire, válvula de aire y brazaletes.

3.2.1.2. Determinación de Parámetros Técnicos

Se establecieron los parámetros eléctricos, operativos y funcionales necesarios para garantizar el correcto desempeño del prototipo de monitor ambulatorio de presión arterial. La determinación de estos parámetros permitió dimensionar adecuadamente la alimentación, asegurar la estabilidad de la señal y definir las condiciones mínimas de operación de cada uno de los módulos integrados en el prototipo.

a. Estimación del consumo energético

Se realizó el cálculo del consumo de corriente total, tomando en cuenta los valores típicos que se encuentran en las hojas técnicas de los componentes electrónicos, con el objetivo de garantizar la estabilidad durante la operación continua del sistema. Este análisis permitió garantizar que la fuente de alimentación mantuviera un margen suficiente para evitar caídas de voltaje durante los picos de demanda. Los consumos estimados fueron los siguientes:

- ESP32: 120 mA
- Módulo microSD: 50–100 mA en lectura/escritura
- Sensor de presión: ~10 mA
- Bomba de inflado: 250–300 mA durante operación máxima

Con estos valores se aplicó la siguiente suma estimada:

$$I_{Total} = I_{ESP32} + I_{microSD} + I_{sensor} + I_{bomba}$$

$$I_{Total} = 120 \text{ mA} + 100 \text{ mA} + 10 \text{ mA} + 300 \text{ mA}$$

$$I_{Total} = 530 \text{ mA}$$

El prototipo requiere como mínimo 500 mA continuos, 700 a 800 mA recomendados para asegurar estabilidad ante variaciones de carga durante el inflado del brazalete, este cálculo permitió seleccionar una fuente y un regulador capaces de mantener la operación estable sin caídas de tensión.

b. Estimación del consumo energético

Para garantizar el funcionamiento adecuado del prototipo, se establecieron los niveles de tensión requeridos por cada uno de los módulos integrados. El sistema trabaja con una fuente principal de 5 V, desde la cual se derivan las tensiones necesarias. El ESP32 y el módulo microSD requieren un nivel de operación de 3.3 V, por lo que se empleó un regulador step-Up-Down que permite convertir la tensión principal de 5 V a 3.3 V de

manera estable y continua. El sensor de presión opera directamente a 5 V, por lo que no fue necesaria una regulación adicional. La bomba de inflado, cuyo funcionamiento se encuentra dentro del rango de 5 a 6 V, fue alimentada mediante una línea independiente con el fin de evitar fluctuaciones o caídas de tensión que pudieran afectar a los demás componentes durante sus picos de consumo.

Al establecer correctamente estos niveles de tensión, se garantizó que todos los componentes del circuito operaran en sus parámetros nominales, lo cual evitaba la sobrealimentación, la inestabilidad o el deterioro de precisión a lo largo del proceso de medición y registro de la señal oscilométrica.

3.2.1.3. Concepción del sistema

a. Caja negra

En la figura 15 se observa una caja negra donde se ve aprecia sus entradas a partir del sensor y da como respuesta el valor de la presión.

Figura 15

Diagrama de caja negra

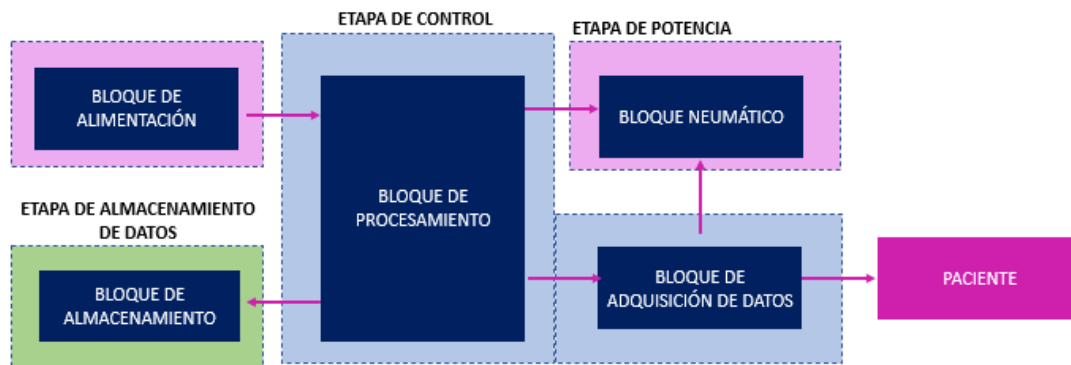


b. Diagrama funcional

En la figura 16 encontramos los bloques funcionales del prototipo.

Figura 16

Diagrama funcional

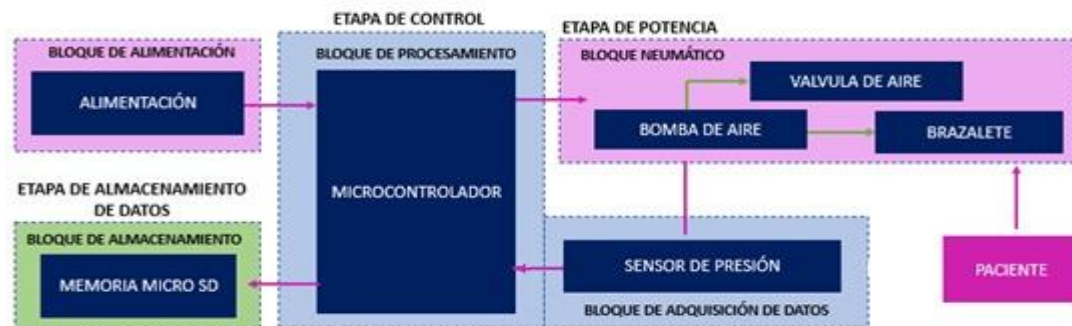


c. Diagrama de bloques

En la figura 17 encontramos el diagrama de bloques con sus etapas.

Figura 17

Diagrama de bloques



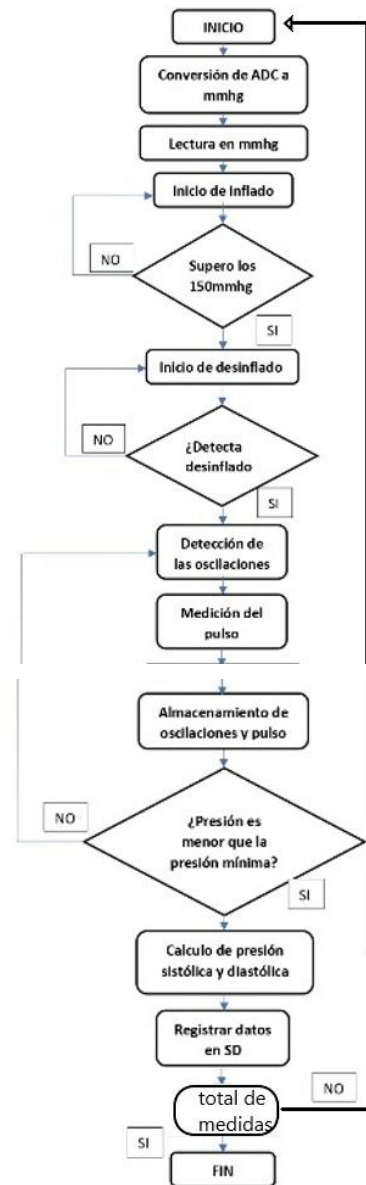
3.2.1.4. Diagrama de flujo

En la figura 18 se muestra el diagrama de flujo del funcionamiento del prototipo. El proceso inicia con la lectura del sensor de presión convertida en mmhg, posteriormente se activa la bomba de aire cuando alcanzada la presión requerida, la bomba se desactiva y los resultados son almacenados en la memoria micro SD para su posterior análisis.

Se ha desarrollado el siguiente diagrama de flujo para mostrar el funcionamiento.

Figura 18

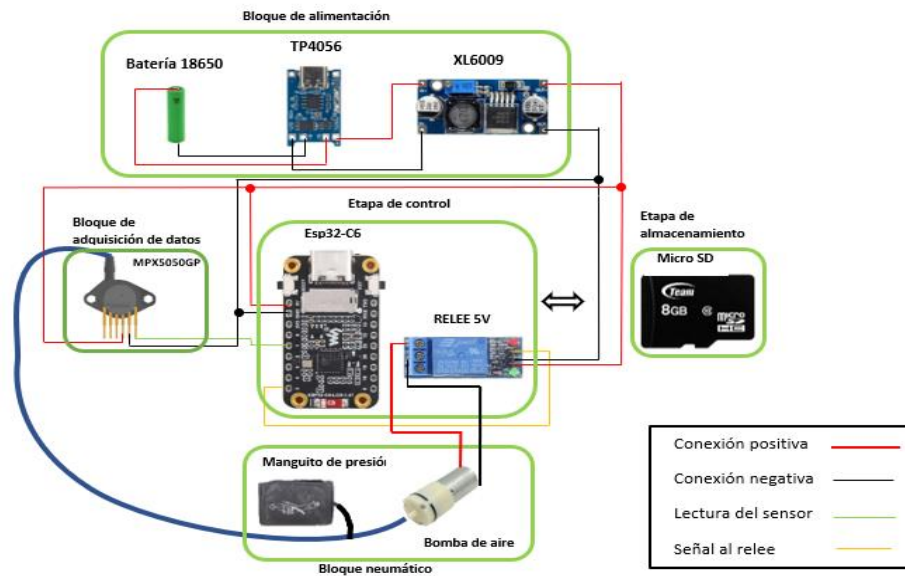
Diagrama de flujo



3.2.1.5. Diagrama de conexión

En la figura 19 se muestra el diagrama de conexión, donde se observan las conexiones entre los principales módulos: el sensor de presión MPX5050GP, el microcontrolador ESP32-C66, el sistema de alimentación compuesto por la batería 18650, el módulo TP4056 y el convertidor XL6009, así como la bomba de aire y el relé de 5V. Asimismo, se incluye el módulo microSD destinado al almacenamiento de los datos obtenidos.

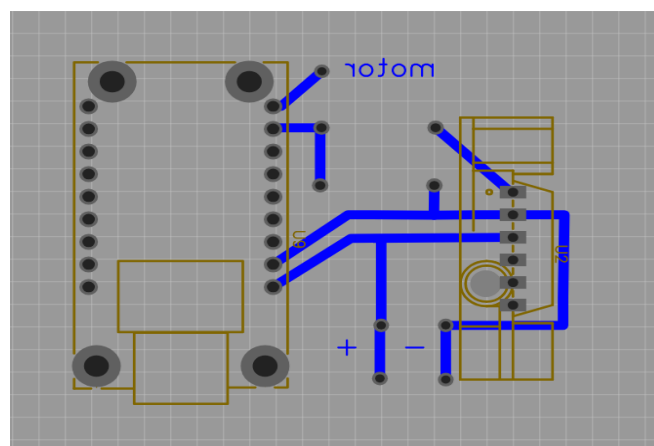
Figura 19
Diagrama de conexión



3.2.1.6. Diagrama circuital

La figura 20 muestra el diseño del circuito impreso (Printed Circuit Board- PCB) correspondiente al sistema electrónico del prototipo. Este diseño fue creado en EasyEDA Standard (EasyEDAstd), que permitió la estructura organizada de los componentes y la optimización del posterior proceso de ensamblado, dentro de una carcasa ergonómica. La carcasa facilita que el prototipo sea transportado por el paciente durante las 24 horas de registro, lo cual asegura portabilidad, confort y libertad para moverse mientras se lleva a cabo un monitoreo prolongado.

Figura 20
Vista de EasyEDAstd del circuito impreso (PCB)



3.2.1.7. Diseño físico

El diseño físico del prototipo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas fue planteado bajo criterios de portabilidad, autonomía y usabilidad.

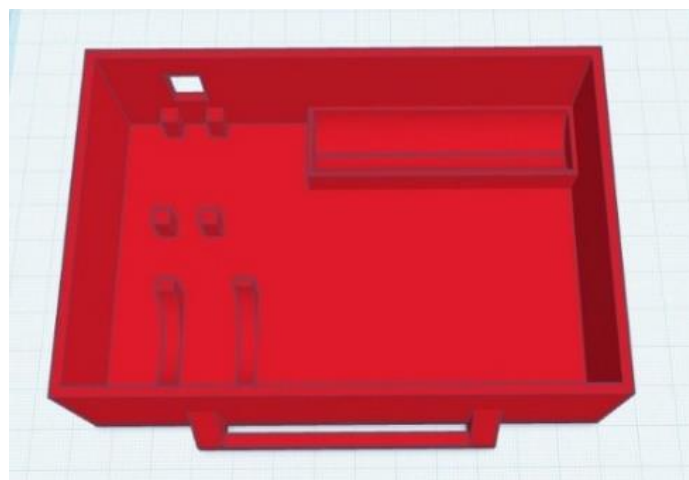
Para garantizar la autonomía, se empleó una batería recargable de litio, que cuenta con un módulo de carga y un regulador de voltaje, que permite estabilizar la energía requerida por los diferentes componentes, asegurando que el prototipo pueda operar de manera continua durante el periodo de monitoreo de 24 horas.

El prototipo fue diseñado para que tanto el paciente como el personal médico puedan manipularlo de manera sencilla, la colocación del brazalete sigue el mismo procedimiento que un tensiómetro convencional, el inicio de las mediciones y el almacenamiento de datos en la memoria microSD se realizan de forma automática, minimizando errores de uso y respaldando su usabilidad.

Todos los componentes electrónicos fueron ensamblados en una carcasa compacta y ligera, que puede ser transportada de manera ambulatoria por el paciente, considerando que el brazalete de presión se fija en el brazo del paciente, mientras que el módulo principal puede colocarse en el cinturón o en el bolsillo, permitiendo portabilidad y comodidad durante el proceso de monitoreo prolongado, como se muestra en la figura 21.

Figura 21

Diseño 3D de la carcasa en Tinkercad



3.2.2. Desarrollo e Implementación

3.2.2.1. Implementación del hardware

Su desarrollo del prototipo se realizó en las instalaciones del laboratorio de Electrónica de la Universidad Privada de Tacna, donde se dispusieron las condiciones necesarias para el ensamblaje, conexión y verificación de los componentes electrónicos.

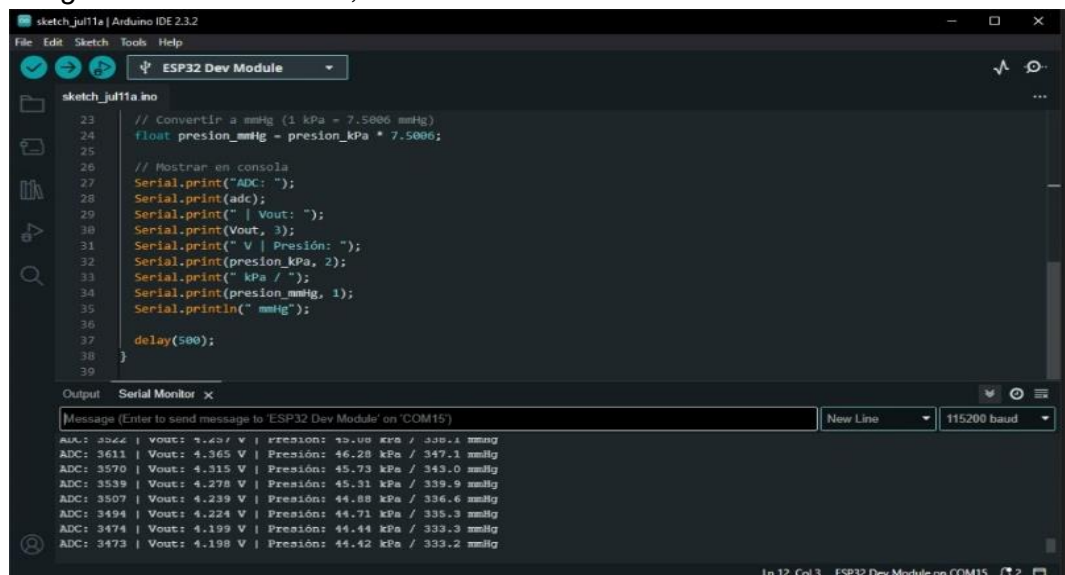
El prototipo inicialmente fue desarrollado en una placa de prueba para validar el correcto funcionamiento de cada uno de los componentes de forma independiente, una vez verificado su correcto funcionamiento, fueron integrados en una estructura portátil que permite portabilidad, autonomía y usabilidad.

3.2.2.2. Programación del sistema

La programación se llevó a cabo en un ordenador portátil, utilizando el entorno de desarrollo Arduino IDE, el cual permitió cargar los códigos necesarios para la adquisición, procesamiento y almacenamiento de datos (véase anexo 2).

Figura 22

Programa de Arduino IDE, calibración de sensor MPX5050GP



The screenshot shows the Arduino IDE interface with a sketch named 'sketch_jul11a.ino'. The code defines a conversion factor from kPa to mmHg and prints ADC, Vout, and pressure values. The Serial Monitor displays the following output:

```

ADC: 3562 | Vout: 4.427 V | Presión: 45.08 kPa / 339.4 mmHg
ADC: 3611 | Vout: 4.365 V | Presión: 46.28 kPa / 347.1 mmHg
ADC: 3570 | Vout: 4.315 V | Presión: 45.73 kPa / 343.0 mmHg
ADC: 3539 | Vout: 4.278 V | Presión: 45.31 kPa / 339.9 mmHg
ADC: 3507 | Vout: 4.239 V | Presión: 44.88 kPa / 336.6 mmHg
ADC: 3494 | Vout: 4.224 V | Presión: 44.71 kPa / 335.3 mmHg
ADC: 3474 | Vout: 4.199 V | Presión: 44.44 kPa / 333.3 mmHg
ADC: 3473 | Vout: 4.198 V | Presión: 44.42 kPa / 333.2 mmHg

```

3.2.3. Pruebas

Para validar el correcto funcionamiento del prototipo se realizaron tres pruebas:

- a. Se verificó que el sensor de presión detecte las variaciones de presión durante el inflado y desinflado del brazalete.
- b. Se realizó una comparación de los valores obtenidos de una misma persona por el prototipo y un equipo comercial.
- c. Se comprobó de que los datos de la presión sistólica y diastólica se guarden de manera adecuada en la memoria microSD y puedan ser exportados para su análisis.

3.3. Materiales e instrumentos

3.3.1. Microcontrolador ESP32

El ESP32 es el primer sistema en chip (SoC) de Espressif que incorpora Bluetooth 5 (LE), Wi-Fi 6. El ESP32 llega a un desempeño de RF que lidera el sector, con recursos de memoria variados para productos IoT y funciones de seguridad fiables. Se trata de un procesador capaz de llegar a una velocidad de reloj máxima de 160 MHz, y otro RISC-V LP (bajo consumo) del mismo tamaño, con una velocidad máxima de reloj que puede alcanzar los 20 MHz. Su SRAM es de 512 KB, su ROM de 320 KB y opera con memoria flash externa. Posee 22 (QFN32) o 30 (QFN40) GPIO programables, además de compatibilidad con SPI, UART, I²C, I²S, RMT, TWAI, PWM y SDIO. Incorpora, además, un sensor de temperatura y un ADC de 12 bits. (Espressif, 2025).

Figura 23

ESP32-C6



Nota: ESP32-C6 con pantalla LCD de 1,47
(circuitpayton 2025)

Tabla 5*Especificaciones del microcontrolador ESP32-C6*

Características	Detalle
Procesador	RISC-V de 32 bits
Frecuencia de reloj	hasta 160 MHz
Interfaz:	USB tipo C
Conectividad inalámbrica	Wi Fi 6 de 2,4 GHz y Bluetooth 5 (LE)
Pantalla	LCD integrada de 1,47 pulgadas
Chip de control de pantalla:	Pantalla: ST7789

Nota: Placa de desarrollo con pantalla ESP32-C6 de 1,47 pulgadas (circuitpyton 2025)

3.3.2. Sensor de presión

El MPX5050GP es un sensor de presión piezorresistivo analógico, diseñado por Motorola/Freescale/NXP. Proporciona una salida de voltaje proporcional a la presión aplicada. Está pensado para medir presiones relativas en rangos bajos y con buena precisión, en la Tabla 7 se muestra las especificaciones técnicas del sensor de presión MPX5050GP.

Tabla 6*Especificaciones del sensor de presión MPX5050GP*

Características	Detalle
Voltaje de alimentación:	5Vdc.
Salida analógica	0.2 V a 4.7 V según la presión.
Linealidad:	5.0 V \pm 0.25 V
Rango de operación de temperatura:	-40°C ~ +125°C.
Rango de Medida:	0 – 50 Kpa.

Nota: Especificaciones sensor de presión (Mouser Electronics 2025)

Figura 24*Sensor de presión MPX5050GP*

Nota: Sensor de presión (Mouser Electronics 2025)

3.3.3. Bomba de aire

La mini bomba de aire de 12V es un microcompresor eléctrico diseñado para generar flujo de aire mediante un motor DC de alta velocidad. (electronilab 2025).

Tabla 7

Especificaciones de la mini bomba de aire 12V

Características	Detalle
Tensión nominal:	12V DC
Corriente nominal:	<350mA
Flujo de aire sin carga:	3.2 LPM
Max. vacío:	<420 mmHg
Ruido:	<65dB

Nota: bomba de aire (electronilab 2025)

Figura 25

Mini bomba de aire 12V



Nota: bomba de aire (electronilab 2025)

3.3.4. Manguito de presión arterial

Por regla general se utiliza un tensiómetro (o esfigmomanómetro). Este dispositivo consiste en un manguito hinchable de caucho blando. (mdsmanuals 2025)

Tabla 8

Especificaciones del maguito

Características	Detalle
Modelo	TYPE-ACMNP-1
Tamaño	22-36cm
Tamaño de banda	36cm

Nota: Características mango de presión arterial (amazon 2025)

Figura 26*Manguito de presión arterial**Nota: Mango de presión arterial (amazon 2025)*

3.4. Población y muestra de estudio

La población objetivo fueron personas con hipertensión arterial, para efectos de validación del prototipo, se optó por un muestreo no probabilístico de tipo intencional, compuesta por un grupo reducido de tres voluntarios que permitieron evaluar el funcionamiento del *Prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32* en condiciones reales.

3.5. Operacionalización de variables

La Tabla 9 muestra el esquema de operacionalización de las variables analizadas en la investigación, así mismo en el anexo 1 se presenta la matriz de consistencia.

Tabla 9*Operacionalización de variables de investigación*

Variable	Definición Conceptual	Dimensiones	Indicador	Escala
Monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32	Camacho (2022). Prioriza en el desarrollo de un sistema ambulatorio con el fin de llevar el seguimiento de la presión arterial y frecuencia cardiaca de un paciente.	Algoritmo de medición	Método oscilómetro	mm Hg
		Costo total del dispositivo	Costo total de fabricación en relación con dispositivos comerciales	Soles (S/.)
		Precisión de medición	Comparativa de medición con equipo comercial	Porcentaje de error (%e)
		Tiempo de respuesta	Tiempo estimado para la toma de la presión	Segundos
		Portabilidad	Dimensiones	Centímetros (cm)
		Capacidad de medición por carga	Registro de medición antes de agotarse la batería	Números de mediciones

3.6. Procesamiento y análisis de datos

3.6.1. Técnicas de procesamiento y análisis

El método que se utilizó fue el monitoreo ambulatorio de la presión arterial a lo largo de 24 horas, para lo cual se empleó un prototipo desarrollado en tres pacientes voluntarios diagnosticados con hipertensión arterial. El prototipo registro de manera periódica las mediciones de presión sistólica (SYS), presión diastólica (DIA) y nivel de carga de la batería.

3.6.2. Instrumentos de recolección de datos

Como instrumento de registro se diseñó un formato de tabla, en el cual se anotaron las mediciones correspondientes de cada paciente, incluyendo el número de medición, fecha y hora, así como los parámetros obtenidos por el prototipo, como se muestra en la Tabla 10.

Con el fin de verificar la precisión del prototipo, se hizo una comparación de los resultados obtenidos frente a los de un equipo comercial como referencia, asimismo se diseñó una tabla comparativa en la cual se registraron los valores obtenidos tanto del prototipo como del equipo comercial en cada paciente, como se muestra en la Tabla 11.

Tabla 10

registro de medición de paciente 24hr

Numero de medición	Nombre del paciente:		edad:		Nivel de carga de la batería
	Fecha	Hora	SYS	DYS	
1		12:00h			
2		12:30h			
3		1:00h			

Tabla 11

comparativa de Equipo comercial y Prototipo

Medición	P.A. Prototipo	P.A. Equipo comercial	Error

CAPÍTULO IV: RESULTADOS

El presente capítulo expone los hallazgos alcanzados durante la validación experimental del prototipo. Con el objetivo de evaluar el rendimiento general del prototipo en comparación con un equipo comercial de referencia, se llevaron a cabo pruebas controladas en pacientes voluntarios diagnosticados con hipertensión arterial. Primero se explican las propiedades de los participantes y el método aplicado; después, se muestran las mediciones obtenidas y el análisis comparativo.

4.1. Preparación de los pacientes de prueba

La población objetivo fueron personas con hipertensión arterial. Se optó por un muestreo no probabilístico de tipo intencional, conformado por tres pacientes voluntarios, quienes aceptaron participar en las pruebas de validación del prototipo.

Las características de los participantes fueron las siguientes:

- Paciente 1: Varón, 66 años, diagnóstico de hipertensión arterial.
- Paciente 2: Mujer, 60 años, diagnóstico de hipertensión arterial.
- Paciente 3: Varón, 80 años, diagnóstico de hipertensión arterial.

El procedimiento consistió en la colocación del brazalete de medición y el registro de la presión arterial durante 24 horas consecutivas. Se incluyeron tanto mediciones en horario diurno como nocturno, a fin de capturar variaciones circadianas de la presión arterial.

4.2. Registro de mediciones de 24 horas con el prototipo

Se realizaron mediciones en tres pacientes voluntarios con hipertensión arterial, como se observa en la Tabla 12, Tabla 13 y Tabla 14. Los pacientes fueron monitoreados de manera ambulatoria durante 24 horas, los registros obtenidos se organizaron utilizando la Tabla 10, monitoreando la presión arterial sistólica y diastólica a lo largo del periodo de monitoreo.

Tabla 12*Pruebas con el Prototipo N°01*

Nombre: paciente			Edad: 66 años		
Número de medición	Fecha	Hora	SYS	DYS	Nivel de carga de la batería
1	09/08/25	08:00 h	140	92	100%
2	09/08/25	09:00 h	141	78	99%
3	09/08/25	10:00 h	141	76	99%
4	09/08/25	11:00 h	120	78	98%
5	09/08/25	12:00 h	145	79	98%
6	09/08/25	13:00 h	147	96	97%
7	09/08/25	14:00 h	147	81	96%
8	09/08/25	15:00 h	121	79	96%
9	09/08/25	16:00 h	122	94	95%
10	09/08/25	17:00 h	121	92	94%
11	09/08/25	18:00 h	123	94	94%
12	09/08/25	19:00 h	124	80	93%
13	09/08/25	20:00 h	147	80	92%
14	09/08/25	21:00 h	146	96	91%
15	09/08/25	22:00 h	143	78	90%
16	09/08/25	23:00 h	137	86	89%
17	10/08/25	00:00 h	130	84	88%
18	10/08/25	01:00 h	130	84	87%
19	10/08/25	02:00 h	128	83	86%
20	10/08/25	03:00 h	126	82	85%
21	10/08/25	04:00 h	124	80	84%
22	10/08/25	05:00 h	125	81	83%
23	10/08/25	06:00 h	128	82	82%
24	10/08/25	07:00 h	134	86	81%

Tabla 13*Pruebas con el Prototipo N°02*

Nombre: paciente 2			Edad: 60 años		
Número de medición	Fecha	Hora	SYS	DYS	Nivel de carga de la batería
1	16/08/25	08:00 h	152	100	100%
2	16/08/25	09:00 h	152	101	99%
3	16/08/25	10:00 h	154	103	99%
4	16/08/25	11:00 h	156	104	98%
5	16/08/25	12:00 h	157	105	98%
6	16/08/25	13:00 h	159	106	97%
7	16/08/25	14:00 h	160	106	96%
8	16/08/25	15:00 h	160	104	96%
9	16/08/25	16:00 h	158	104	95%
10	16/08/25	17:00 h	156	102	94%
11	16/08/25	18:00 h	157	104	94%

Tabla 14 (continuación)

Nombre: paciente 2 Edad: 60 AÑOS					
Número de medición	Fecha	Hora	SYS	DYS	Nivel de carga de la batería
12	16/08/25	19:00 h	159	105	93%
13	16/08/25	20:00 h	160	106	92%
14	16/08/25	21:00 h	159	105	91%
15	16/08/25	22:00 h	156	103	90%
16	16/08/25	23:00 h	147	95	89%
17	17/08/25	00:00 h	145	94	88%
18	17/08/25	01:00 h	144	94	87%
19	17/08/25	02:00 h	143	93	86%
20	17/08/25	03:00 h	142	91	85%
21	17/08/25	04:00 h	141	90	84%
22	17/08/25	05:00 h	142	91	83%
23	17/08/25	06:00 h	144	93	82%
24	17/08/25	07:00 h	147	95	81%

Tabla 15*Pruebas con el Prototipo N°03*

Nombre: paciente 3 edad: 80 años					
Número de medición	Fecha	Hora	SYS	DYS	Nivel de carga de la batería
1	23/08/25	08:00 h	177	107	100%
2	23/08/25	09:00 h	180	109	99%
3	23/08/25	10:00 h	183	111	99%
4	23/08/25	11:00 h	185	112	98%
5	23/08/25	12:00 h	187	114	98%
6	23/08/25	13:00 h	190	116	97%
7	23/08/25	14:00 h	192	117	96%
8	23/08/25	15:00 h	194	118	96%
9	23/08/25	16:00 h	191	116	95%
10	23/08/25	17:00 h	187	113	94%
11	23/08/25	18:00 h	185	112	94%
12	23/08/25	19:00 h	183	111	93%
13	23/08/25	20:00 h	181	110	92%
14	23/08/25	21:00 h	180	109	91%
15	23/08/25	22:00 h	182	110	90%
16	23/08/25	23:00 h	184	111	89%
17	24/08/25	00:00 h	185	112	88%
18	24/08/25	01:00 h	183	111	87%
19	24/08/25	02:00 h	181	110	86%
20	24/08/25	03:00 h	179	109	85%
21	24/08/25	04:00 h	177	108	84%
22	24/08/25	05:00 h	179	109	83%
23	24/08/25	06:00 h	181	110	82%
24	24/08/25	07:00 h	183	111	81%

4.3. Registro de mediciones de 24 horas con el equipo comercial

De manera complementaria, se realizaron mediciones paralelas con un Tensiómetro Digital De Brazo OMRON HEM-7144, equipo comercial de presión arterial certificado, adjuntando sus especificaciones en la Tabla 15.

Se obtuvieron las Tabla 16, Tabla 17 y Tabla 18 que nos permiten establecer una referencia fiable para la posterior comparación con el prototipo desarrollado.

Tabla 16

Especificaciones del Equipo comercial

Características	Detalle
Equipo	Tensiómetro Digital De Brazo OMRON HEM-7144
Modelo:	HEM-7144T2
Rango de Medición:	Presión: 0 a 299 mmHg, Pulso: 40 a 180 latidos/min
Precisión:	Presión: ± 3 mmHg, Pulso: $\pm 5\%$ de la lectura mostrada
Memoria	Hasta 30 Lecturas

Nota: amedicalmarket.com. (s. f.). Tensiómetro digital de brazo OMRON HEM-7144 [Página del producto]. Recuperado de <https://amedicalmarket.com/tensiometro-digital-de-brazo-omron-hem-7144/>

Tabla 17

Pruebas con el Equipo comercial N°01

Número de medición	Nombre: paciente 1		Edad: 66 Años		
	Fecha	Hora	PUL	SYS	DYS
1	09/08/25	08:00 h	78	128	84
2	09/08/25	09:00 h	79	130	85
3	09/08/25	10:00 h	80	129	84
4	09/08/25	11:00 h	82	131	86
5	09/08/25	12:00 h	83	133	87
6	09/08/25	13:00 h	81	135	88
7	09/08/25	14:00 h	80	136	89
8	09/08/25	15:00 h	82	134	87
9	09/08/25	16:00 h	81	133	86
10	09/08/25	17:00 h	80	132	85
11	09/08/25	18:00 h	82	134	86
12	09/08/25	19:00 h	83	135	87
13	09/08/25	20:00 h	84	136	88
14	09/08/25	21:00 h	82	134	87
15	09/08/25	22:00 h	81	132	86
16	09/08/25	23:00 h	76	124	80
17	10/08/25	00:00 h	74	120	78
18	10/08/25	01:00 h	72	118	77
19	10/08/25	02:00 h	72	117	76
20	10/08/25	03:00 h	71	116	75
21	10/08/25	04:00 h	70	115	74
22	10/08/25	05:00 h	71	116	75
23	10/08/25	06:00 h	72	118	76
24	10/08/25	07:00 h	74	122	79

Tabla 18*Pruebas con el Equipo comercial N°02*

Nombre: paciente 2 Edad: 60 años					
Número de medición	Fecha	Hora	PUL	SYS	DYS
1	16/08/25	08:00 h	78	140	92
2	16/08/25	09:00 h	79	141	93
3	16/08/25	10:00 h	80	142	94
4	16/08/25	11:00 h	81	144	95
5	16/08/25	12:00 h	80	145	96
6	16/08/25	13:00 h	79	146	97
7	16/08/25	14:00 h	75	148	97
8	16/08/25	15:00 h	74	147	96
9	16/08/25	16:00 h	73	145	95
10	16/08/25	17:00 h	72	144	94
11	16/08/25	18:00 h	71	145	95
12	16/08/25	19:00 h	70	146	96
13	16/08/25	20:00 h	71	147	97
14	16/08/25	21:00 h	72	146	96
15	16/08/25	22:00 h	73	144	95
16	16/08/25	23:00 h	78	136	88
17	17/08/25	00:00 h	79	134	87
18	17/08/25	01:00 h	80	133	86
19	17/08/25	02:00 h	81	132	85
20	17/08/25	03:00 h	80	131	84
21	17/08/25	04:00 h	79	130	83
22	17/08/25	05:00 h	75	131	84
23	17/08/25	06:00 h	74	133	86
24	17/08/25	07:00 h	73	135	88

Tabla 19*Pruebas con el Equipo comercial N°03*

Nombre: paciente 3 Edad: 80 años					
Número de medición	Fecha	Hora	PUL	SYS	DYS
1	23/08/25	08:00 h	70	162	98
2	23/08/25	09:00 h	71	165	100
3	23/08/25	10:00 h	72	168	102
4	23/08/25	11:00 h	73	170	103
5	23/08/25	12:00 h	74	172	105
6	23/08/25	13:00 h	75	174	106
7	23/08/25	14:00 h	76	176	107
8	23/08/25	15:00 h	77	178	108
9	23/08/25	16:00 h	75	175	106
10	23/08/25	17:00 h	74	172	104
11	23/08/25	18:00 h	73	170	103
12	23/08/25	19:00 h	72	168	102
13	23/08/25	20:00 h	71	166	101
14	23/08/25	21:00 h	71	165	100
15	23/08/25	22:00 h	72	167	101
16	23/08/25	23:00 h	73	169	102

Tabla 18 (continuación)

Número de medición	Nombre: paciente 3		Edad: 80 años		
	Fecha	Hora	PUL	SYS	DYS
17	24/08/25	00:00 h	73	170	103
18	24/08/25	01:00 h	72	168	102
19	24/08/25	02:00 h	71	166	101
20	24/08/25	03:00 h	70	164	100
21	24/08/25	04:00 h	70	162	99
22	24/08/25	05:00 h	71	164	100
23	24/08/25	06:00 h	71	166	101
24	24/08/25	07:00 h	72	168	102

4.4. Comparativa entre el prototipo y el equipo comercial

Con el fin de validar el desempeño del prototipo, se elaboraron las tablas comparativas entre los valores obtenidos por el prototipo y los obtenidos por el equipo comercial, obteniendo el error de la presión sistólica y el error de la presión diastólica, reflejados en la Tabla 19, Tabla 20 y Tabla 21.

Tabla 20*Comparativa N°01*

Número de medición	Nombre: paciente 1		Edad: 66 años			
	P.A. Prototipo	P.A. Equipo comercial	Error SYS	Error SYS (%)	Error DYS	Error DYS (%)
1	140/92	128/84	12	9,38%	8	9,52%
2	141/78	130/85	11	8,46%	7	8,24%
3	141/76	129/84	12	9,30%	8	9,52%
4	120/78	131/86	11	8,40%	8	9,30%
5	145/79	133/87	12	9,02%	8	9,20%
6	147/96	135/88	12	8,89%	8	9,09%
7	147/81	136/89	11	8,09%	8	8,99%
8	121/79	134/87	13	9,70%	8	9,20%
9	122/94	133/86	11	8,27%	8	9,30%
10	121/92	132/85	11	8,33%	7	8,24%
11	123/94	134/86	11	8,21%	8	9,30%
12	124/80	135/87	11	8,15%	7	8,05%
13	147/80	136/88	11	8,09%	8	9,09%
14	146/96	134/87	12	8,96%	9	10,34%
15	143/78	132/86	11	8,33%	8	9,30%
16	137/86	124/80	13	10,48%	6	7,50%
17	130/84	120/78	10	8,33%	6	7,69%
18	130/84	118/77	12	10,17%	7	9,09%
19	128/83	117/76	11	9,40%	7	9,21%
20	126/82	116/75	10	8,62%	7	9,33%
21	124/80	115/74	9	7,83%	6	8,11%
22	125/81	116/75	9	7,76%	6	8,00%
23	128/82	118/76	10	8,47%	6	7,89%
24	134/86	122/79	12	9,84%	7	8,86%

Tabla 21
Comparativa N°02

Nombre: paciente 2 Edad: 60 años						
Número de medición	P.A. Prototipo	P.A. Equipo comercial	Error SYS	Error SYS (%)	Error DYS	Error DYS (%)
1	152/100	140/92	12	8,57%	8	8,70%
2	152/101	141/93	11	7,80%	8	8,60%
3	154/103	142/94	12	8,45%	9	9,57%
4	156/104	144/95	12	8,33%	9	9,47%
5	157/105	145/96	12	8,28%	9	9,38%
6	159/106	146/97	13	8,90%	9	9,28%
7	160/106	148/97	12	8,11%	9	9,28%
8	160/104	147/96	13	8,84%	8	8,33%
9	158/104	145/95	13	8,97%	9	9,47%
10	156/102	144/94	12	8,33%	8	8,51%
11	157/104	145/95	12	8,28%	9	9,47%
12	159/105	146/96	13	8,90%	9	9,38%
13	160/106	147/97	13	8,84%	9	9,28%
14	159/105	146/96	13	8,90%	9	9,38%
15	156/103	144/95	12	8,33%	8	8,42%
16	147/95	136/88	11	8,09%	7	7,95%
17	145/94	134/87	11	8,21%	7	8,05%
18	144/94	133/86	11	8,27%	8	9,30%
19	143/93	132/85	11	8,33%	8	9,41%
20	142/91	131/84	11	8,40%	7	8,33%
21	141/90	130/83	11	8,46%	7	8,43%
22	142/91	131/84	11	8,40%	7	8,33%
23	144/93	133/86	11	8,27%	7	8,14%
24	147/95	135/88	12	8,89%	7	7,95%

Tabla 22
Comparativa N°03

Nombre: paciente3 Edad: 80 años						
Número de medición	P.A. Prototipo	P.A. Equipo comercial	Error SYS	Error SYS (%)	Error DYS	Error DYS (%)
1	177 / 107	162 / 98	15	9,26%	9	9,18%
2	180 / 109	165 / 100	15	9,09%	9	9,00%
3	183 / 111	168 / 102	15	8,93%	9	8,82%
4	185 / 112	170 / 103	15	8,82%	9	8,74%
5	187 / 114	172 / 105	15	8,72%	9	8,57%
6	190 / 116	174 / 106	16	9,20%	10	9,43%
7	192 / 117	176 / 107	16	9,09%	10	9,35%
8	194 / 118	178 / 108	16	8,99%	10	9,26%
9	191 / 116	175 / 106	16	9,14%	10	9,43%
10	187 / 113	172 / 104	15	8,72%	9	8,65%
11	185 / 112	170 / 103	15	8,82%	9	8,74%
12	183 / 111	168 / 102	15	8,93%	9	8,82%
13	181 / 110	166 / 101	15	9,04%	9	8,91%

Tabla 21 (continuación)

		Nombre: paciente3		Edad: 80 años		
Número de medición	P.A. Prototipo	P.A. Equipo comercial	Error SYS	Error SYS (%)	Error DYS	Error DYS (%)
14	180 / 109	165 / 100	15	9,09%	9	9,00%
15	182 / 110	167 / 101	15	8,98%	9	8,91%
16	184 / 111	169 / 102	15	8,88%	9	8,82%
17	185 / 112	170 / 103	15	8,82%	9	8,74%
18	183 / 111	168 / 102	15	8,93%	9	8,82%
19	181 / 110	166 / 101	15	9,04%	9	8,91%
20	179 / 109	164 / 100	15	9,15%	9	9,00%
21	177 / 108	162 / 99	15	9,26%	9	9,09%
22	179 / 109	164 / 100	15	9,15%	9	9,00%
23	181 / 110	166 / 101	15	9,04%	9	8,91%
24	183 / 111	168 / 102	15	8,93%	9	8,82%

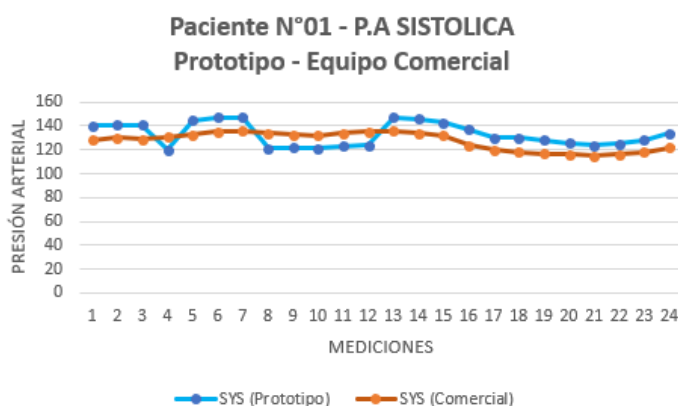
4.5. Comparativa gráfica entre el prototipo y el equipo comercial

4.5.1. Paciente N°01

En la figura 28 se observa la comparación de los resultados de presión arterial sistólica en el paciente N°01 registrados por el prototipo y por el equipo comercial durante un periodo continuo de 24 horas. Las curvas mantienen una tendencia paralela, evidenciando una correlación directa entre ambos dispositivos. El prototipo muestra ligeras variaciones respecto al equipo comercial, con un margen de diferencia promedio inferior al 10%.

Figura 27

Comparativa de Presión Sistólica Paciente N°01

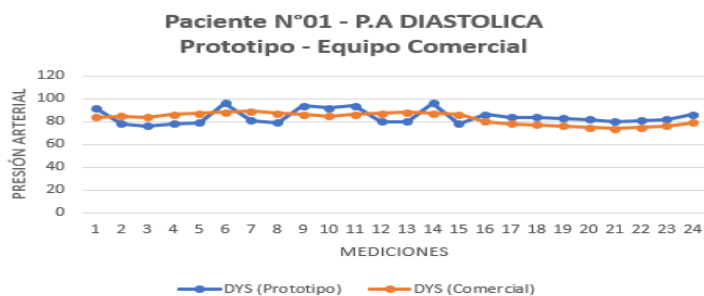


En la figura 29 se observa la comparación de los resultados de presión arterial Diastólica en el paciente N°01 registrados por el prototipo y por el equipo comercial

durante un periodo continuo de 24 horas Los valores de presión diastólica presentan un comportamiento estable y coherente entre el prototipo y el equipo comercial.

Figura 28

Comparativa de Presión Diastólica Paciente N°01

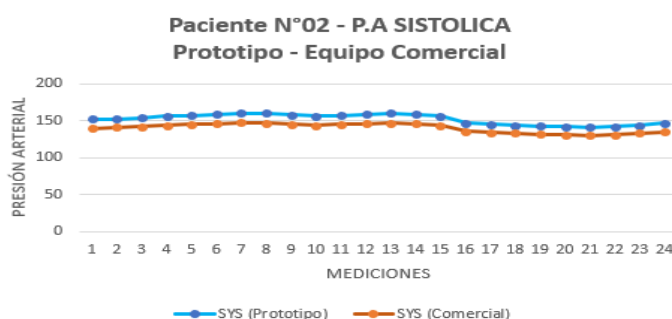


4.5.2. Paciente N°02

En la figura 30 se observa la comparación de los resultados de presión arterial Sistólica en el paciente N°02 registrados por el prototipo y por el equipo comercial durante un periodo continuo de 24 horas. La tendencia de los registros muestra una elevación progresiva de la presión sistólica en horas diurnas, seguida de una disminución gradual durante la noche. Esta dinámica se mantiene paralela entre ambos equipos, indicando que el prototipo reproduce correctamente las variaciones circadianas de la presión arterial, sin desviaciones significativas en los valores obtenidos frente al equipo comercial.

Figura 29

Comparativa de Presión Sistólica Paciente N°02

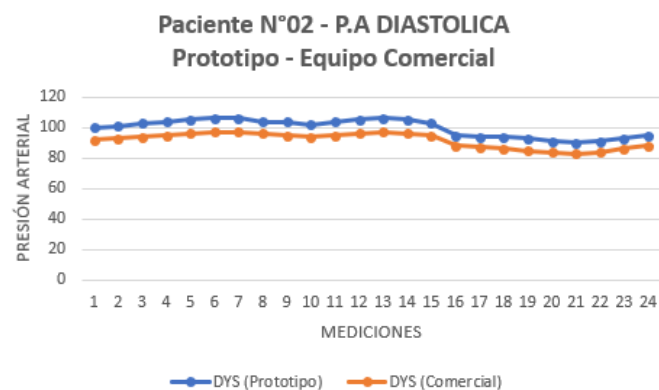


En la figura 31 se observa la comparación de los resultados de presión arterial Diastólica en el paciente N°02 registrados por el prototipo y por el equipo comercial

durante un periodo continuo de 24 horas. En las mediciones de presión diastólica se observa una coherencia lineal entre los datos del prototipo y del equipo comercial, con pequeñas diferencias atribuibles al retardo de lectura o a la sensibilidad del sensor empleado. En conjunto, los resultados respaldan la consistencia operativa del prototipo para el registro continuo de la presión diastólica.

Figura 30

Comparativa de Presión Diastólica Paciente N°02

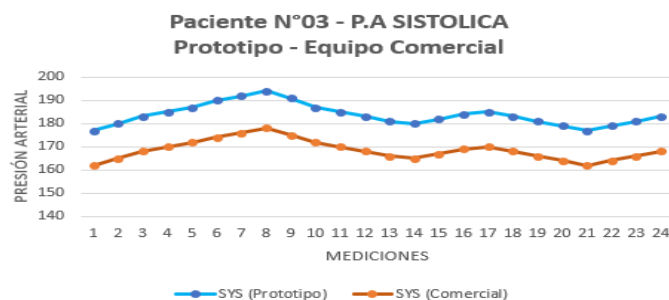


4.5.3. Paciente N°03

En la figura 32 se observa la comparación de los resultados de presión arterial Sistólica en el paciente N°03 registrados por el prototipo y por el equipo comercial durante un periodo continuo de 24 horas. Los valores de presión sistólica son elevados, lo que corresponde al perfil hipertenso del paciente. Las curvas del prototipo y del equipo comercial mantienen una correlación estable, con una ligera sobreestimación del prototipo en ciertos intervalos horarios.

Figura 31

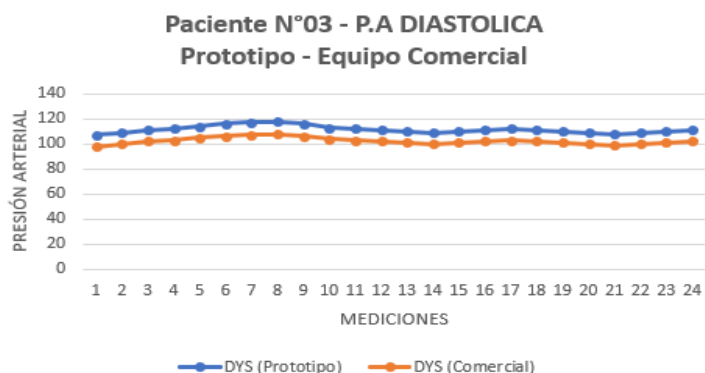
Comparativa de Presión Sistólica Paciente N°03



En la figura 33 se observa la comparación de los resultados de presión arterial Diastólica en el paciente N°03 registrados por el prototipo y por el equipo comercial durante un periodo continuo de 24 horas. El comportamiento de la presión diastólica también presenta una correspondencia consistente entre ambos dispositivos, con una tendencia suavemente oscilante a lo largo de las 24 horas. Este resultado confirma que el prototipo conserva la precisión necesaria para el monitoreo continuo de presión arterial.

Figura 32

Comparativa de Presión Diastólica Paciente N°03



4.6. Análisis Comparativo

Con el objetivo de evaluar cuantitativamente la precisión del prototipo desarrollado frente a un equipo comercial certificado (OMRON HEM-7144), se calculó el error promedio absoluto (en porcentaje) tanto para la presión arterial sistólica (SYS) como diastólica (DYS) en cada uno de los tres pacientes evaluados, reflejados en la Tabla 22.

Tabla 23

Resumen comparativo del error promedio entre el prototipo y el equipo comercial

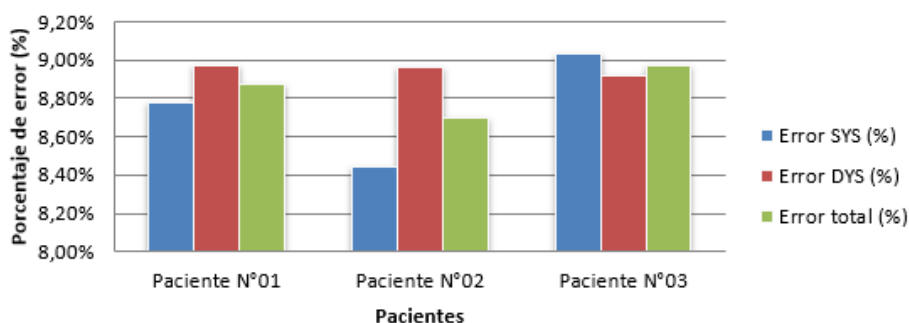
Paciente	Error promedio SYS (%)	Error promedio DYS (%)	Error promedio total (%)
Paciente N°01	8,78%	8,97%	8,87%
Paciente N°02	8,44%	8,96%	8,70%
Paciente N°03	9,03%	8,92%	8,97%
Promedio general	8,75%	8,95%	8,85%

La International Organization for Standardization (2018) establece en la norma ISO 81060-2:2018 que los dispositivos de medición de presión arterial no invasivos deben mantener un margen de error menor al 10 % durante su proceso de validación clínica. Los resultados evidencian que el prototipo presenta un error promedio global de $\pm 8.85\%$ respecto al equipo comercial, valor que se mantiene dentro del rango aceptable para dispositivos de monitoreo de presión arterial en fase experimental.

En la Figura 34 se observa el comparativo del error promedio porcentual entre el prototipo y el equipo comercial para los tres pacientes evaluados. Los valores obtenidos en los parámetros de presión sistólica (SYS), diastólica (DYS) y total se mantienen por debajo del 10 %, lo que evidencia una consistencia en el desempeño del prototipo, presentando baja variabilidad y alta concordancia con las obtenidas mediante el equipo comercial.

Figura 33

Porcentaje de error promedio del prototipo frente al equipo comercial



El menor error se registró en la presión sistólica del paciente N°02 (8.44%), mientras que el mayor se observó en el paciente N°03 (9.03%), probablemente asociado a la rigidez arterial propia de la edad avanzada (80 años) que afecta la lectura de presión oscilométrica.

Los resultados reflejan una consistencia aceptable en la correlación entre los valores del prototipo y los del equipo comercial, lo cual valida su funcionalidad técnica para monitoreo ambulatorio de presión arterial durante 24 horas.

4.7. Análisis de resultados

Las mediciones realizadas con el prototipo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas, como se muestra en la Figura 36, nos permitieron evaluar el desempeño

de nuestro prototipo en condiciones reales de uso, contrastando los resultados obtenidos frente a las mediciones realizadas por un equipo comercial certificado (OMRON HEM-7144), como se muestra en la Figura 35.

Los tres pacientes voluntarios presentaron valores de presión arterial dentro de los rangos esperados para pacientes hipertensos, permitiendo validar el funcionamiento del prototipo.

En la comparación entre el prototipo y el equipo OMRON HEM-7144, se evidenció una diferencia promedio de entre 8% y 10% en las mediciones de presión arterial sistólica (SYS) y diastólica (DYS). Este margen de error promedio puede atribuirse principalmente a factores técnicos como la sensibilidad del sensor de presión, la ausencia de calibración automatizada, y las fluctuaciones inherentes al algoritmo de conversión de señal analógica a digital implementado en el ESP32. Los valores obtenidos muestran una relación directa y estable con las mediciones del equipo comercial, lo que respalda la viabilidad funcional del prototipo para fines de monitoreo ambulatorio y de investigación.

CAPÍTULO V: DISCUSIÓN

El desarrollo del *Prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32*, permitió el análisis de su rendimiento, eficiencia y su posible aplicación médica. Los resultados de las mediciones realizadas a los tres pacientes voluntarios, demuestran que el prototipo tiene un margen de error promedio global de $\pm 8.85\%$ en comparación con el equipo comercial OMRON HEM-7144, lo cual se mantiene dentro del límite permitido por la norma ISO 81060-2:2018 para la validación de equipos no invasivos, además se logró conseguir mediciones estables, a pesar de emplear componentes de bajo costo; demostrando que la precisión depende más del correcto procesamiento de la señal que del costo del hardware.

Se identificaron además algunas limitaciones asociadas al proceso de conversión de la señal, estas limitaciones pueden generar pequeñas variaciones en la señal oscilométrica registrada por el sensor ya que puede introducir leves fluctuaciones en la lectura debido al ruido y a su propia precisión. Sin embargo, estas variaciones no comprometieron los resultados obtenidos, ya que el prototipo logró valores dentro de los parámetros aceptados por la norma ISO 81060-2:2018. Esto confirma que el prototipo cumple adecuadamente su función en el contexto de investigación.

Una ventaja significativa del prototipo es que emplea una memoria extraíble para guardar los registros de presión arterial, lo cual posibilita mantener las mediciones para su análisis en el futuro sin requerir conectividad constante. Esto ayuda a examinar tendencias, hacer comparaciones y analizar cómo el paciente ha evolucionado con el transcurso del tiempo. Esta característica, a diferencia de la mayoría de los tensiómetros comerciales de bajo costo que solamente almacenan una cantidad limitada de lecturas o no almacenan datos, ofrece un valor adicional al posibilitar el seguimiento más minucioso y útil para estudios biomédicos o monitoreos prolongados.

Finalmente, es fundamental aclarar que, a pesar de que el prototipo alcanzó los objetivos establecidos para la experimentación, todavía no se encuentra en las condiciones requeridas para ser considerado un dispositivo médico adecuado para su aplicación clínica. Es necesario optimizar el uso de energía, mejorar la estabilidad, perfeccionar la carcasa y validar el prototipo en un grupo más grande de usuarios. Estas optimizaciones ayudarán a que el prototipo esté más cerca de los estándares clínicos y aumentará su utilidad en la telemedicina y en el control ambulatorio.

CONCLUSIONES

Se logró diseñar e implementar un prototipo funcional de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas utilizando un ESP32, cumpliendo con los objetivos planteados. El prototipo posibilitó la obtención, el procesamiento y el registro de señales oscilométricas de manera consistente, lo que evidencia la posibilidad de crear tecnologías biomédicas experimentales con elementos económicos sin afectar en gran medida la exactitud de las mediciones.

Las pruebas realizadas en tres pacientes voluntarios evidenciaron que el prototipo obtuvo un margen de error promedio global de ± 8.85 % respecto al tensiómetro comercial OMRON HEM-7144, valor que se encuentra dentro de los límites establecidos por la norma ISO 81060-2:2018 para dispositivos de medición de presión arterial no invasivos. Esto confirma que el prototipo es preciso en un contexto experimental y adecuado para fines de investigación.

Incluir una memoria extraíble para guardar los registros de la presión arterial resultó una ventaja significativa en comparación con equipos comerciales de bajo precio. Esto permitió conservar las mediciones para su análisis posterior, lo que favoreció el seguimiento a largo plazo y el estudio de tendencias. Esto es importante para las investigaciones en el ámbito biomédico y para los monitoreos ambulatorios prolongados.

Pese a que el prototipo logró un rendimiento satisfactorio en el entorno de pruebas, todavía no satisface los requisitos para ser considerado un dispositivo clínico, debido a aspectos relacionados con la eficiencia energética, la resistencia física, la estabilidad operativa y la limitación en el tamaño de la muestra evaluada. Sin embargo, el prototipo establece una base sólida para la evolución hacia un monitor ambulatorio más robusto y clínicamente validable de bajo costo, accesible para el público en general.

RECOMENDACIONES

Se recomienda ampliar el número de participantes en futuras evaluaciones del prototipo, con el fin de obtener resultados más representativos y fortalecer la validez estadística de las mediciones. Esto permitirá identificar variaciones en diferentes perfiles fisiológicos y la optimización de la confiabilidad del prototipo.

Además, se recomienda perfeccionar el diseño físico del prototipo a través de mejoras en la estructura, el soporte mecánico y la carcasa para que pueda resistir el uso prolongado y los posibles golpes o caídas que se produzcan durante un monitoreo ambulatorio de 24 horas.

Es apropiado implementar mejoras en la gestión energética del dispositivo, bien sea a través de baterías con más capacidad, disminuyendo el consumo del microcontrolador o utilizando modos de operación más efectivos. Esto asegurará un desempeño constante las 24 horas del ciclo de medición y potenciará su autonomía.

Es recomendable analizar los sensores de presión y los componentes electrónicos con una mayor estabilidad y precisión para disminuir más aún la inestabilidad de las mediciones y hacer que el funcionamiento del prototipo se asemeje a los estándares de equipos clínicos certificados.

Se recomienda analizar métodos adicionales para el almacenamiento, como la sincronización con plataformas digitales o los respaldos periódicos, sin dejar de lado la memoria extraíble como principal alternativa. Esto permitiría que el manejo de datos, la integración con sistemas de telemonitoreo y la monitorización de las mediciones sean más fáciles de realizar.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- F. Barranco Ruiz, J. Blasco Morilla, et al (2021) Toma De La Presion Arterial, <https://uninet.edu/tratado/c011602.html>
- M. Forouzanfar, H.R. Dajani, V.Z. Groza, M. Bolic, S. Rajan, and I Batkin, "Oscillometric blood pressure estimation: past, present, and future," IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 8, pp. 44-63, May 2015.
- Simarro Blasco, J.A., Noheda Blasco, M.C., Bascuñana Blasco, M., Noheda Recuenco, M., Tolmo Aranda, I. Romero Carralero, M.I. (2011). Estudio comparativo de la presión arterial invasiva frente a la presión arterial no invasiva: Valoración de la diferencia. Enfermería Global, vol 10 n.24 <https://dx.doi.org/10.4321/S1695-61412011000400006>
- Heart.org. Recuperado el 2 de marzo de 2025, de <https://www.heart.org/en/news/2023/04/13/los-ninos-tambien-pueden-tener-presion-arterial-alta-esto-es-lo-que-hay-que-saber>
- Passalacqua, W., y Tagle, R. (Eds.). (2018). Guía de hipertensión arterial AHA/ACC (2017) y ESC/ESH (2018). Boletín Oficial de la Sociedad Chilena de Hipertensión, 23, 1-68.
- Organización Panamericana de la Salud. (2023). La OMS detalla, en un primer informe sobre la hipertensión arterial, los devastadores efectos de esta afección y maneras de ponerle coto. <https://www.who.int/es/news/item/19-09-2023-first-who-report-details-devastating-impact-of-hypertension-and-ways-to-stop-it>
- F, R. S. y. (2024, May 16). Sociedad Peruana de Hipertensión Arterial: "Solo el 15% de las personas diagnosticadas con hipertensión están tratadas y controladas adecuadamente." Revista Salud Y Familia. <https://www.revistasaludyfamilia.com/sociedad-peruana-de-hipertension-arterial-solo-el-15-de-las-personas-diagnosticadas-con-hipertension-estan-tratadas-y-controladas-adecuadamente/>
- EsSalud, W. (2024). EsSalud: La hipertensión arterial es una enfermedad crónica que puede ocasionar la muerte | EsSalud. <https://www.essalud.gob.pe/essalud-la-hipertension-arterial-es-una-enfermedad-cronica-que-puede-ocasionar-la-muerte/>

- Clínica Anglo Americana. (2018, May 16). Día Mundial de la Hipertensión Arterial - Clínica Anglo Americana. <https://clinicaangloamericana.pe/dia-mundial-de-la-hipertension-arterial/>
- Ministerio de Salud. (2022, May 18). En el Perú, existen 5.5 millones de personas mayores de 15 años que sufren de hipertensión arterial [Press release]. <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/607500-en-el-peru-existen-5-5-millones-de-personas-mayores-de-15-anos-que-sufren-de-hipertension-arterial>
- BOLETIN EPIDEMIOLÓGICO. (2024). In DIRECCION EJECUTIVA DE EPIDEMIOLOGÍA (p. 2) [Report]. https://cdn.www.gob.pe/uploads/document/file/6882711/5949157-boletin034_2024.pdf
- Gutiérrez, D. a. G. (2022, July 7). Monitoreo ambulatorio de la presión arterial para el diagnóstico y monitoreo de la hipertensión. <https://www.siacardio.com/editoriales/prevencion-cardiovascular/monitoreo/>
- Resolución directoral N°265-2022-HCH/DG (2022) Ministerio de Salud Hospital Cayetano Heredia https://www.hospitalcayetano.gob.pe/PortalWeb/wp-content/uploads/resoluciones/2022/RD/RD_265-2022-HCH-DG.pdf
- Dalila, G. G. V. (2023, April 1). Diseño e implementación de un sistema no invasivo de monitoreo de la presión arterial y de la frecuencia cardiaca combinadas: sistema electrónico de control para el tensiómetro. <https://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/24390>
- Hernando, D. R. H. (2024, May 17). Diseño e implementación de un prototipo de sistema de monitoreo de presión arterial no invasivo. <https://repository.unad.edu.co/jspui/handle/10596/61953>
- Areche, J. A. (2023, November 21). Diseño de un sistema móvil desatendido para la recolección y análisis de variables de salud para poder satisfacer la ausencia del seguimiento y control de las variables de salud de la población de San Juan de Lurigancho. <https://repositorioacademico.upc.edu.pe/handle/10757/672978>
- Yampara Aquisé, P. R. Diseño de un sistema monitorización de signos vitales para pacientes utilizando la telemedicina para el área UCI en el Hospital III EsSalud-Puno. https://alicia.concytec.gob.pe/vufind/Record/RNAP_43212bed3e59b30a0b60c0de5b767ff9

Costanzo, L. S. (2023). Fisiología. Elsevier Health Sciences.
https://books.google.es/books?hl=esylr=yid=8JymEAAAQBAJyoi=fndypg=PP1ydg=Constanzo+fisiologiayots=R0SHaaMTn5ysig=jiP_xm2QeMy6Zsj585UdT2A_L2yk#v=onepageyqyf=false

La OMS detalla, en un primer informe sobre la hipertensión arterial, los devastadores efectos de esta afección y maneras de ponerle coto. (2023, September 19). OPS/OMS | Organización Panamericana De La Salud.
<https://www.paho.org/es/noticias/19-9-2023-oms-detalla-primer-informe-sobre-hipertension-arterial-devastadores-efectos-esta>

Hall, J. E. (Ed.). (2021). Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica. Elsevier Health Sciences.
<https://books.google.es/books?hl=esylr=yid=pA8xEAAAQBAJyoi=fndypg=PP1ydg=guyton+y+hall+14+edici%C3%B3n+pdfyots=DOfb0xCaj5ysig=LfGRllqtjKW5RLlivjcORKNcE80#v=onepageyqyf=false>

Villar, R., López, C., y Cussó, F. (2013). Fundamentos físicos de los procesos biológicos. San Vicente [del Raspeig], Alicante: Club.
<https://books.google.es/books?hl=esylr=yid=QYD2AwAAQBAJyoi=fndypg=PR3ydg=fundamentos+f%C3%ADsicos+de+los+procesos+biologicos+pdfyots=rRigQOVVYXysig=Q31z-rcwU-VBfY7dnzHjdim075k#v=onepageyqyf=false>

ROMEO, A. I. (2021). Monitor de presión arterial y pulso.
<https://zaguan.unizar.es/record/112341/files/TAZ-TFG-2021-4693.pdf>

Cruz Jimenez, A. D. R. (2020). Efectividad de la medición de la tensión arterial no invasiva versus la invasiva para la exactitud de la presión arterial en pacientes críticos de emergencia.
<https://repositorio.uwiener.edu.pe/entities/publication/d6d659eb-191a-4862-bc7a-e6ba24635c48>

Blasco, J. S., Blasco, M. N., Blasco, M. B., Recuenco, M. N., Aranda, I. T., y Carralero, M. R. (2011). Estudio comparativo de la presión arterial invasiva frente a la presión arterial no invasiva. Valoración de la diferencia. Enfermería Global, 10(4). <https://revistas.um.es/eglobal/article/view/137411>

M. Forouzanfar, H.R. Dajani, V.Z. Groza, M. Bolic, S. Rajan, and I Batkin, "Oscillometric blood pressure estimation: past, present, and future," IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 8, pp. 44-63, May 2015.
<https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7109154>

- World Health Organization: WHO. (2019, June 20). Hipertensión. https://www.who.int/es/health-topics/hypertension#tab=tab_1
- Comparison of the ACC/AHA and ESC/ESH Hypertension Guidelines - American College of Cardiology. (2019, November 25). American College of Cardiology. <https://www.acc.org/Latest-in-Cardiology/Articles/2019/11/25/08/57/Comparison-of-the-ACC-AHA-and-ESC-ESH-Hypertension-Guidelines>
- Williamson, L. (2023). Presión arterial: ¿qué significan los números y por qué importan? www.heart.org. <https://www.heart.org/en/news/2023/05/02/presion-arterial-que-significan-los-numeros-y-por-que-importan>
- McEvoy, J. W., McCarthy, C. P., Bruno, R. M., European Society of Cardiology, European Society of Endocrinology, y European Stroke Organisation. (2024). Guía ESC 2024 sobre el manejo de la presión arterial elevada y la hipertensión (E. Avanzas y P. Díez Villanueva, Trans.). Sociedad Española De Cardiología. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehae178>
- American Heart Association, Inc. (2024). RESPUESTAS del corazón. https://www.heart.org/-/media/files/health-topics/answers-by-heart/answers-by-heart-spanish/what-is-highbloodpressure_span.pdf
- Organización Mundial de La salud. (2025). Accidente cerebrovascular, accidente cerebrovascular. World Health Organization - Regional Office for the Eastern Mediterranean. <https://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>
- EsSalud W. (2024). Día Mundial del Ataque Cerebrovascular: una enfermedad que se caracteriza por presentar síntomas bruscos y súbitos EsSalud. <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/1048532-dia-mundial-del-ataque-cerebrovascular-una-enfermedad-que-se-caracteriza-por-presentar-sintomas-bruscos-y-subitos>
- Sac, I. P. (n.d.). Resolución Ministerial N° .356-2024/MINSA. Actualidad Civil. <https://actualidadcivil.pe/norma/resolucion-ministerial-356-2024-minsa/1bde460a-6b06-4dca-9f67-5526bd0d8bda>
- MINSA. (2024). ¿Qué es la diabetes? Plataforma Del Estado Peruano. <https://www.gob.pe/15379-que-es-la-diabetes-tipos-y-factores-de-riesgo>
- European Lung Foundation. (2024, April 26). Hipertensión pulmonar - European Lung Foundation. <https://europeanlung.org/es/information-hub/lung->

[conditions/hipertension-pulmonar/#:~:text=La%20hipertensi%C3%B3n%20pulmonar%20\(HP\)%20es,el%20coraz%C3%B3n%20a%20los%20pulmones.](#)

Trbl. (2024, January 25). Sistemas embebidos y sus características | Conceptos fundamentales. TRBL Services. <https://trbl-services.eu/blog-sistema-embebido-caracteristicas/>

Camacho Veloz, K. R. (2022). Diseño e implementación de un Sistema no invasivo de Monitoreo de la presión Arterial y de la frecuencia Cardíaca combinadas: sistema de adquisición, encriptamiento emisión y procesamiento de la información (Bachelor's thesis, Quito: EPN, 2022.). <https://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/23289>

Angeles-Angeles , F. (2019). Sensor. Con-Ciencia Boletín Científico De La Escuela Preparatoria No. 3, 6(12), 21-22. Recuperado a partir de <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/prepa3/article/view/4219>

Tanenbaum, A. y Whetherall, D. (2012). Redes de computadoras (5a ed.). Bogotá, Colombia: Pearson Educación. https://bibliotecavirtualapure.wordpress.com/wp-content/uploads/2015/06/redes_de_computadoras-freelibros-org.pdf

Rebollo Pedruelo, M. (2011). El procesador. <http://hdl.handle.net/10251/10673>

Salazar, J. T. R. (2012). MONITOREO DE CONDICIÓN, UNA ALTERNATIVA PARA EL USO EFICIENTE DE LA ENERGÍA ELÉCTRICA (Doctoral dissertation, Centro de investigación en materiales avanzados). <https://cimav.repositorioinstitucional.mx/jspui/handle/1004/638>

Espressif Systems. (2021). ESP32-C6 Series datasheet. https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-c6_datasheet_en.pdf

ESP32-C6 Wi-Fi 6 y BLE 5 y Thread/Zigbee SOC | Espressif Systems. (n.d.). <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32-c6>

ESP32 vs Arduino vs Raspberry Pi Pico: ¿Cuál es mejor? (2024, octubre 16). OpenELAB Technology Ltd. <https://surl.li/nvrtqz>

Saravia, A. R. B. (2019). ESP32 NODE MCU. www.microelectronicash.com

Resolución Directoral N.º 415-2022-HCH/DG. (2022). Por lo cual aprueban la Guía de Intervención de Enfermería en pacientes con insuficiencia cardíaca. Ministerio de Salud.

- SLANH. (2024, abril 11). ¿Cómo afecta la hipertensión a los riñones? Sociedad Latinoamericana de Nefrología e Hipertensión. <https://slanh.net/como-afecta-la-hipertension-a-los-rinones/>
- Betancourth, C. (2023, febrero 9). 7 complicaciones graves causadas por la hipertensión. Mejor con Salud. <https://mejorconsalud.as.com/7-complicaciones-graves-causadas-la-hipertension/>
- CircuitPython - ESP32-C6 1.47inch Display Development Board Download. (n.d.). https://circuitpython.org/board/waveshare_esp32_c6_lcd_1_47/
- Sensor de presión integrado 0-5 psi (40kPa) DIP-6 para Arduino y Raspberry (MPS20N0040D-D). (n.d.). Nanoparuro. <https://nanoparuro.com/shop/mps20n0040d-d-sensor-de-presion-integrado-0-5-psi-40kpa-dip-6-para-arduino-y-raspberry-mps20n0040d-d-567#attr=>
- Rebollo Pedruelo, M. (2011). El procesador. <http://hdl.handle.net/10251/10673>
- Salazar, J. T. R. (2012). MONITOREO DE CONDICIÓN, UNA ALTERNATIVA PARA EL USO EFICIENTE DE LA ENERGÍA ELÉCTRICA (Doctoral dissertation, Centro de investigación en materiales avanzados). <https://cimav.repositorioinstitucional.mx/jspui/handle/1004/638>
- Manuales MSD. (2025, March 13). Image:Medición de la presión arterial-Manual MSD versión para público general. Manual MSD Versión Para Público General. <https://www.msmanuals.com/es/hogar/multimedia/image/medici%C3%B3n-de-la-presi%C3%B3n-arterial>
- colaboradores de Wikipedia. (2024, November 14). Optoacoplador. Wikipedia, La Enciclopedia Libre. <https://es.wikipedia.org/wiki/Optoacoplador>
- International Organization for Standardization. (2018). ISO 81060-2:2018 – Non-invasive sphygmomanometers — Part 2: Clinical investigation of intermittent automated measurement type. ISO. <https://www.iso.org/standard/73339.html>

ANEXOS

Anexo 1. Matriz de consistencia

PROBLEMA	OBJETIVOS	VARIABLES	DIMENSIONES	INDICADORES
<p>Problema general</p> <p>¿Cómo diseñar e implementar un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32?</p>	<p>Objetivo general</p> <p>Diseñar e implementar un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32.</p>	<p>Variable de estudio</p> <p>Monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP 32</p>	<p>Algoritmo de medición</p> <p>Costo total del dispositivo</p>	<p>Método oscilómetro</p> <p>Costo total de fabricación en relación con dispositivos comerciales</p>
<p>Problemas específicos</p> <ul style="list-style-type: none"> ¿ Qué dispositivos electrónicos necesitamos para lograr el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32? ¿ Qué softwares son necesarios para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32? ¿ Qué variables fisiológicas se deberán tomar en cuenta para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32? 	<p>Objetivos específicos</p> <ul style="list-style-type: none"> Determinar los dispositivos electrónicos necesarios para lograr el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32. Determinar los softwares necesarios para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32. Determinar las variables fisiológicas que se deben tomar en cuenta para el diseño e implementación de un prototipo a bajo costo de monitor ambulatorio de presión arterial de 24 horas con ESP32. 		<p>Precisión de medición</p> <p>Tiempo de respuesta</p> <p>Portabilidad</p> <p>Capacidad de medición por carga</p>	<p>Comparativa de medición con equipo comercial</p> <p>Tiempo estimado para la toma de la presión</p> <p>Dimensiones</p> <p>Registro de medición antes de agotarse la batería</p> <p>Nivel de investigación:</p> <p>Aplicativo</p> <p>Diseño de investigación</p> <p>Aplicativo</p>

Anexo 2. Codificación validada

- **Librerías incluidas**

```

1  #include <FS.h>
2  #include <SD.h>
3  #include <SPI.h>
4

```

Se incluyen las librerías que usaremos las cuales solo necesitaríamos para el guardado en SD.

- **Definición de pines**

```

4
5  // ===== PINES =====
6  #define SENSOR_PIN 0    // ADC
7  #define PUMP_PIN 1     // Motor rele
8  #define LED_PIN 2     // Indicador
9
10 // Pines de la SD
11 #define SD_CS 4
12 #define SD_MISO 5
13 #define SD_MOSI 6
14 #define SD_SCK 7
15

```

Aquí se definen los pines que usaremos para nuestro prototipo

- **Calibración del sensor**

```

// ===== CALIBRACIÓN DEL SENSOR =====
const float m = 0.1126;
const float b = -2.33;

```

Aquí se convierte el valor ADC → presión en mmHg usando una recta:

Presión = m * ADC + b

Esto viene de tu calibración con bomba + multímetro.

- **Filtro de señal**

```

const int N = 15;
float buffer[N];
float suma = 0;
int i_buffer = 0;

```

Esto crea un filtro de promedio móvil de 15 muestras.

El ADC del sensor genera ruido. Para tener una lectura más estable, el código calcula: El arreglo **buffer []** guarda esas 15 muestras.

- **Arreglo donde se guardan los datos procesados**

```
const int MAX_SAMPLES = 300;
float presiones[MAX_SAMPLES];
float oscilaciones[MAX_SAMPLES];
float derivadas[MAX_SAMPLES];
```

Durante una medición, el ESP32 toma ~300 muestras (unos 12–15 segundos).

En cada una se guardan tres cosas:

A) Presiones:

Guarda la presión filtrada (suavizada).

B) Oscilaciones:

Guarda la amplitud del pulso arterial:

- Cuando pasa un pulso → sube
- Entre pulsos → baja

Con esto se construye la curva oscilométrica.

C) Derivadas:

Guarda el cambio de presión entre muestras, sirve para detectar:

- El punto donde la presión comienza a caer rápidamente
- Ese punto = presión sistólica

- **Proceso de inflado y lectura de datos**

```
void inflarHasta(float objetivo) {
  float presion = 0;
  digitalWrite(PUMP_PIN, HIGH);
  digitalWrite(LED_PIN, HIGH);

  while (presion < objetivo) {
    int adc = analogRead(SENSOR_PIN);
    presion = (m * adc) + b;
    delay(20);
  }
}
```

Activa la bomba y el led indicador, lee continuamente mientras infla y convierte en mmHg y se detiene hasta llegar a la medición indicada.

- **Guardado en la SD**

```
void guardarEnSD(int sist, int diast, int map) {
  File f = SD.open("/mediciones.txt", FILE_APPEND);
  if (!f) {
    Serial.println("ERROR abriendo archivo SD");
    return;
  }

  f.print("Sistólica: ");
  f.print(sist);
  f.print(" | Diastólica: ");
  f.print(diast);
  f.print(" | MAP: ");
  f.print(map);
  f.print(" | Tiempo (seg): ");
  f.println(millis()/1000);

  f.close();
  Serial.println("Medición guardada en SD");
}
```

Guarda los datos de las mediciones obtenidas en la SD sistólica, diastólica, MAP y tiempo.

- **Toma de muestras**

```
for (int i = 0; i < MAX_SAMPLES; i++) {
  int adc = analogRead(SENSOR_PIN);
  float presion = (m * adc) + b;

  suma -= buffer[i_buffer];
  buffer[i_buffer] = presion;
  suma += buffer[i_buffer];
  i_buffer = (i_buffer + 1) % N;

  float promedio = suma / N;
  float osc = presion - promedio;

  presiones[i] = promedio;
  oscilaciones[i] = abs(osc);
  derivadas[i] = (i > 0) ? presiones[i - 1] - presiones[i] : 0;

  sampleCount++;
  delay(40);
}
```

Durante el inflado toma un total de 300 muestras luego haciendo la conversión ADC a presión en mmHg y luego pasando por un filtro promedio para suavizar la señal. También obtiene el cálculo de oscilaciones y el cálculo de derivada entre muestras y guarda los datos.

- **Calculo de presión Sistólica**

```
// ===== 4) CALCULAR DIASTÓLICA =====
float maxOsc = 0;
int indexPico = 0;
for (int i = 0; i < sampleCount; i++) {
    if (oscilaciones[i] > maxOsc) {
        maxOsc = oscilaciones[i];
        indexPico = i;
    }
}
```

El código calcula el punto en donde la derivada de la señal filtrada está en su punto más alto que es el primer pulso cuando la sangre comienza a circular.

- **Calculo de presión Diastolica**

```
float diastolica = 0;
for (int i = indexPico; i < sampleCount; i++) {
    if (oscilaciones[i] <= 0.5 * maxOsc && presiones[i] < sistolica) {
        diastolica = presiones[i];
        break;
    }
}
```

El código calcula cuando las oscilaciones ya han bajado a la mitad de su valor máximo y determina el pico máximo de las oscilaciones.

- **Calculo de MAP**

```
int map = presiones[indexPico];
```

Se obtiene cuando las oscilaciones alcanzan su mayor amplitud

- Código en ArduinoIDE del medidor de presión arterial ambulatorio

```

1  #include <FS.h>
2  #include <SD.h>
3  #include <SPI.h>
4
5  // ===== PINES =====
6  #define SENSOR_PIN 0    // ADC
7  #define PUMP_PIN 1     // Motor rele
8  #define LED_PIN 2     // Indicador
9
10 // Pines de la SD
11 #define SD_CS 4
12 #define SD_MISO 5
13 #define SD_MOSI 6
14 #define SD_SCK 7
15
16 SPIClass spiSD(FSPI);
17
18 // ===== CALIBRACIÓN DEL SENSOR =====
19 const float m = 0.1126;
20 const float b = -2.33;
21
22 const int N = 15;
23 float buffer[N];
24 float suma = 0;
25 int i_buffer = 0;
26
27 const int MAX_SAMPLES = 300;
28 float presiones[MAX_SAMPLES];
29 float oscilaciones[MAX_SAMPLES];
30 float derivadas[MAX_SAMPLES];
31
32 // ===== FUNCIONES =====
33
34 void inflarHasta(float objetivo) {
35     float presion = 0;
36     digitalWrite(PUMP_PIN, HIGH);
37     digitalWrite(LED_PIN, HIGH);
38
39     while (presion < objetivo) {
40         int adc = analogRead(SENSOR_PIN);
41         presion = (m * adc) + b;
42         delay(20);
43     }
44

```

```

45     digitalWrite(PUMP_PIN, LOW);
46     digitalWrite(LED_PIN, LOW);
47 }
48
49 void guardarEnSD(int sist, int diast, int map) {
50     File f = SD.open("/mediciones.txt", FILE_APPEND);
51     if (!f) {
52         Serial.println("ERROR abriendo archivo SD");
53         return;
54     }
55
56     f.print("Sistólica: ");
57     f.print(sist);
58     f.print(" | Diastólica: ");
59     f.print(diast);
60     f.print(" | MAP: ");
61     f.print(map);
62     f.print(" | Tiempo (seg): ");
63     f.println(millis()/1000);
64
65     f.close();
66     Serial.println("Medición guardada en SD");
67 }
68
69 void setup() {
70     Serial.begin(115200);
71
72     pinMode(SENSOR_PIN, INPUT);
73     pinMode(PUMP_PIN, OUTPUT);
74     pinMode(LED_PIN, OUTPUT);
75
76     // ---- Inicializar SD ----
77     spiSD.begin(SD_SCK, SD_MISO, SD_MOSI, SD_CS);
78
79     if (!SD.begin(SD_CS, spiSD)) {
80         Serial.println("NO se pudo inicializar la SD");
81     } else {
82         Serial.println("SD lista");
83     }
84
85     // Vaciar buffer
86     for (int i = 0; i < N; i++) buffer[i] = 0;
87 }
88
89 void loop() {
90
91     // ===== 1) INFLAR =====
92     inflarHasta(150.0);
93     delay(1000);
94

```

```

94
95 suma = 0;
96 i_buffer = 0;
97 int sampleCount = 0;
98
99 // ===== 2) TOMAR MUESTRAS =====
100 for (int i = 0; i < MAX_SAMPLES; i++) {
101     int adc = analogRead(SENSOR_PIN);
102     float presion = (m * adc) + b;
103
104     suma -= buffer[i_buffer];
105     buffer[i_buffer] = presion;
106     suma += buffer[i_buffer];
107     i_buffer = (i_buffer + 1) % N;
108
109     float promedio = suma / N;
110     float osc = presion - promedio;
111
112     presiones[i] = promedio;
113     oscilaciones[i] = abs(osc);
114     derivadas[i] = (i > 0) ? presiones[i - 1] - presiones[i] : 0;
115
116     sampleCount++;
117     delay(40);
118 }
119
120 // ===== 3) CALCULAR SISTÓLICA =====
121 float maxDeriv = 0;
122 int indexSistolica = 0;
123 for (int i = 0; i < sampleCount; i++) {
124     if (derivadas[i] > maxDeriv) {
125         maxDeriv = derivadas[i];
126         indexSistolica = i;
127     }
128 }
129 float sistolica = presiones[indexSistolica];
130
131 // ===== 4) CALCULAR DIASTÓLICA =====
132 float maxOsc = 0;
133 int indexPico = 0;
134 for (int i = 0; i < sampleCount; i++) {
135     if (oscilaciones[i] > maxOsc) {
136         maxOsc = oscilaciones[i];
137         indexPico = i;
138     }
139 }
140
141 float diastolica = 0;
142 for (int i = indexPico; i < sampleCount; i++) {
143     if (oscilaciones[i] <= 0.5 * maxOsc && presiones[i] < sistolica) {
144         diastolica = presiones[i];
145         break;
146     }
147 }
148
149 int map = presiones[indexPico];
150
151 // ===== 5) GUARDAR =====
152 guardarEnSD((int)sistolica, (int)diastolica, (int)map);
153
154 // ===== 6) ESPERAR 30 MINUTOS =====
155 delay(1800000); // 1800 segundos → 30 minutos
156
157

```