# UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

## FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

## CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

# "EVALUACIÓN FUNCIONAL DE UN DISPOSITIVO NO INVASIVO MEDIDOR DE SIGNOS VITALES EN PACIENTES"

**Trabajo de grado previo a la obtención de título de Ingeniero en Mecatrónica**

**Línea de investigación:** Biomecatrónica


**Autor:**

Darwin Steven Freire Delgado

**Director:**

MSc. Luz María Tobar Subía Contento

**Asesor:**

PhD. David Alberto Ojeda Peña


Ibarra, febrero de 2025

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

## 1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

| DATOS DE CONTACTO | | | |
|---|---|---|---|
| **CÉDULA DE IDENTIDAD:** | 0402106827 | | |
| **APELLIDOS Y NOMBRES:** | Freire Delgado Darwin Steven | | |
| **DIRECCIÓN:** | Carchi, San Gabriel | | |
| **EMAIL:** | dsfreired@utn.edu.ec | | |
| **TELÉFONO FIJO:** | | **TELÉFONO MÓVIL:** | 0967681345 |

| DATOS DE LA OBRA | |
|---|---|
| **TÍTULO:** | "EVALUACIÓN FUNCIONAL DE UN DISPOSITIVO NO INVASIVO MEDIDOR DE SIGNOS VITALES EN PACIENTES" |
| **AUTOR (ES):** | Freire Delgado Darwin Steven |
| **FECHA: DD/MM/AAAA** | 25/02/2025 |
| **PROGRAMA:** | ■ GRADO ☐ POSGRADO |
| **TITULO POR EL QUE OPTA:** | Ingeniero en Mecatrónica |
| **ASESOR /DIRECTOR:** | MSc. Luz María Tobar Subia Contento |

## CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto, la obra es original y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los 27 días del mes de febrero de 2025

**EL AUTOR:**

.....

Nombre: Darwin Steven Freire Delgado

UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

# CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

Ibarra, 27 de febrero de 2025

MSc. Luz María Tobar Subia Contento

DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

CERTIFICA:

Haber revisado el presente informe final del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que se ajusta a las normas vigentes de la Universidad Técnica del Norte; en consecuencia, autorizo su presentación para los fines legales pertinentes.

(f)……

MSc. Luz María Tobar Subia Contento
C.C.: 1002444204

**UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE**
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICAS
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

# APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR

El Comité Calificado del trabajo de Integración Curricular "EVALUACIÓN FUNCIONAL DE UN DISPOSITIVO NO INVASIVO MEDIDOR DE SIGNOS VITALES EN PACIENTES" elaborado por DARWIN STEVEN FREIRE DELGADO, previo a la obtención del título de INGENIERO EN MECATRÓNICA, aprueba el presente informe de investigación en nombre de la Universidad Técnica del Norte:

(f)……

MSc. Luz María Tobar Subia Contento
C.C.: 1002444204

(f)……

PhD. David Alberto Ojeda Peña
C.C.:

# DEDICATORIA

El presente trabajo les dedico a mis padres Darwin Freire y Sonia Delgado por siempre confiar en mí, por brindarme su apoyo incondicional y sobre todo por enseñarme a luchar por lo que mas se anhela, por siempre estar presentes en los momentos buenos y malos y jamás dar su brazo a torcer.

A mis hermanos que han sido pilares fundamentales y que han estado ahí para mí, por los momentos compartidos y las enseñanzas aprendidas a su lado.

A toda mi familia siempre supieron dar una palabra de aliento o algún consejo que nunca esta demás escuchar.

A los buenos amigos aquellos que apoyaron y que con un granito de arena supieron brindar mas de lo necesario y de lo esperado.

*Darwin Steven Freire Delgado*

# AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por guiarme siempre por el mejor camino, por darme lecciones y desafíos de los cuales se aprende. Por la salud y el sentirme protegido en cada paso dado.

A mi madre Sonia Delgado por nunca darse por vencida, por siempre mostrarme su apoyo y su amor incondicional, por saber aconsejar, por saber escuchar, por comprender y siempre tratar ser la guía de un mejor camino.

A mi padre Darwin Freire por las enseñanzas, por la comprensión, por demostrarme y enseñarme a tener un carácter fuerte pero calmado ante las adversidades, por estar ahí a pesar de los malos momentos y por festejar los buenos.

A mis hermanos Andy y Paúl por ser mi compañía, mi felicidad, mis compañeros de vida.

A mi tutora Ing. Luz María Tobar por la paciencia requerida en este trabajo, por las lecciones aprendidas gracias a su conocimiento, por siempre encontrar la mejor manera para solucionar los problemas, por estar ahí hasta la culminación de este trabajo, a mis cotutores por brindarme el apoyo necesario para culminar este trabajo.

A mi novia Emily, por siempre brindarme su apoyo y su amor incondicional, por estar en los momentos buenos, pero más aún en los malos, por ser uno de mis motores para poder culminar mis objetivos.

*Darwin Steven Freire Delgado*

# RESUMEN

Esta tesis tuvo como objetivo principal evaluar el funcionamiento de un dispositivo no invasivo medidor de signos vitales, con el fin de garantizar su precisión, confiabilidad y aplicabilidad en entornos médicos. Para ello, se desarrolló un protocolo de funcionamiento estandarizado que permitió realizar pruebas en pacientes de manera sistemática y controlada. Durante el proceso de evaluación, se validaron los resultados obtenidos por el dispositivo, comparándolos con mediciones de referencia, lo que permitió identificar áreas de mejora en el sistema electrónico.

Como parte de las contribuciones de este trabajo, se propusieron mejoras específicas para optimizar el rendimiento del dispositivo, la calibración de sensores y la implementación de nuevo código de programación debido al reemplazo del microcontrolador. Además, se desarrolló una aplicación móvil que facilita la comunicación entre el dispositivo y el usuario, permitiendo la visualización en tiempo real de los signos vitales y el almacenamiento seguro de los datos en una base de datos local integrada en la aplicación.

Los resultados demostraron que el dispositivo es capaz de medir signos vitales con un grado de precisión aceptable, aunque mejorable, cumpliendo con los estándares médicos requeridos. La creación de la aplicación móvil y la base de datos local representan un avance significativo en la integración de tecnologías para la monitorización de la salud, ofreciendo una solución completa y accesible para pacientes y profesionales de la salud. En conclusión, este trabajo propone mejoras innovadoras y herramientas complementarias que amplían su potencial de aplicación en el campo de la medicina no invasiva.

**Palabras clave:** Signos vitales, componentes electrónicos, base de datos.

# ABSTRACT

The main objective of this thesis was to evaluate the performance of a non-invasive vital signs measuring device, in order to ensure its accuracy, reliability and applicability in medical environments. For this purpose, a standardized operating protocol was developed that allowed testing in patients in a systematic and controlled manner. During the evaluation process, the results obtained by the device were validated by comparing them with reference measurements, which made it possible to identify areas for improvement in the electronic system.

As part of the contributions of this work, specific improvements were proposed to optimize device performance, sensor calibration and the implementation of new programming code due to the replacement of the microcontroller. In addition, a mobile application was developed to facilitate communication between the device and the user, allowing real-time visualization of vital signs and secure storage of data in a local database integrated into the application.

The results showed that the device is capable of measuring vital signs with an acceptable, but improvable, degree of accuracy, meeting the required medical standards. The creation of the mobile application and the local database represent a significant advance in the integration of technologies for health monitoring, offering a complete and accessible solution for patients and health professionals. In conclusion, this work proposes innovative improvements and complementary tools that expand its application potential in the field of noninvasive medicine.



**Key words:** Vital signs, electronic components, database.

**INDICE DE CONTENIDOS**

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA ..... ii

2. CONSTANCIAS ..... iii

CERTIFICACIÓN DEL DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR ..... iv

APROBACIÓN DEL COMITÉ CALIFICADOR ..... v

DEDICATORIA ..... vi

AGRADECIMIENTO ..... vii

RESUMEN ..... viii

ABSTRACT ..... ix

INDICE DE CONTENIDOS ..... x

ÍNDICE DE FIGURAS ..... xiv

ÍNDICE DE TABLAS ..... xvi

CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN ..... 1

1.1 Planteamiento del problema ..... 1

1.2 Objetivos ..... 2

1.2.1 General ..... 2

1.2.2 Específicos ..... 2

1.3 Alcance y delimitación ..... 2

1.4 Justificación ..... 2

CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO ..... 4
2.1 Antecedentes ..... 4
2.2 Bases Teóricas ..... 8
2.2.1 Signos vitales ..... 8
2.2.1.1 Medición de la frecuencia cardíaca ..... 8
2.2.1.2 Medición de la presión arterial ..... 9
2.2.1.3 Medición de la saturación de oxígeno ..... 10
2.2.2 Sensores para la medición de parámetros fisiológicos ..... 10
2.2.3 Dispositivos para la medición de signos vitales ..... 12
2.2.3.1 Dispositivos invasivos ..... 12
2.2.3.2 Dispositivos no invasivos ..... 12
2.2.4 Ventajas y limitaciones de los dispositivos no invasivos ..... 13
2.2.5 Criterios de evaluación ..... 14
2.2.5.1 Exactitud y precisión ..... 14
2.2.5.2 Fiabilidad ..... 15
2.2.5.3 Sensibilidad ..... 15
2.2.6 Normativa nacional y estándares internacionales ..... 15
2.2.7 Plataformas para la creación de base de datos ..... 16
CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO ..... 18
3.1 Enfoque y tipos de investigación ..... 18

3.2 Diseño de la Investigación ..... 18
3.2.1 Fase 1: Adquisición de la información ..... 18
3.2.2 Fase 2: Evaluación del dispositivo ..... 19
3.2.3 Fase 3: Implementación de mejoras al prototipo ..... 20
3.2.4 Fase 4: Pruebas de funcionamiento y creación de base de datos ..... 20
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS ..... 21
4.1 Evaluación del dispositivo ..... 21
4.1.1 Validación de datos ..... 23
4.1.2 Análisis de datos ..... 25
4.1.2.1 Temperatura corporal ..... 25
4.1.2.2 Margen de error de saturación de oxígeno ..... 26
4.1.2.3 Margen de error de frecuencia cardíaca ..... 27
4.2 Diseño y estructuración del dispositivo ..... 28
4.3 Especificaciones ..... 35
4.3.1 Microcontrolador ESP32 NodeMCU ..... 35
4.3.2 Sensor de temperatura MLX90614 ..... 36
4.3.3 Sensor de frecuencia cardiaca y SpO2 Max30102 ..... 36
4.3.4 Sensor de presión arterial MPX5050DP ..... 37
4.3.5 Módulo bluetooth HC05 ..... 37
4.3.6 Controlador de motor DC MINI L298 ..... 37

4.3.7 Diagrama de conexiones ..... 38
4.4 Aplicación móvil ..... 38
4.4.1 Funcionalidades de la aplicación ..... 39
4.4.2 Interfaz del usuario ..... 39
4.5 Base de datos ..... 42
4.6 Ensamblaje del prototipo ..... 44
4.6.1 Placa PCB ..... 44
4.6.2 Integración de todos los componentes ..... 45
CONCLUSIONES ..... 48
RECOMENDACIONES ..... 49
REFERENCIAS ..... 50
ANEXOS ..... 53

# ÍNDICE DE FIGURAS

**Fig. 2.1** Medición de signos vitales (a) Sistema de monitoreo de signos vitales, (b) Dispositivo de medición de signos vitales. ..... 5

**Fig. 2.2** Dispositivo para medición de signos vitales (a) Prototipo final, (b) Uso de la plataforma Ubidots. ..... 6

**Fig. 2.3** Sistema computacional para medición de signos vitales (a) Visualización de signos vitales en la aplicación, (b) Colocación de sensores para la medición de signos vitales. ..... 7

**Fig. 2.4** Dispositivo VitalAxsist. ..... 7

**Fig. 2.5** Presión arterial (a) Método invasivo; Métodos no invasivos (b) Método auscultatorio, (c) Método oscilométrica, (d) Método del cambio de color capilar mediante uso de esfingomanómetro [17]. ..... 9

**Fig. 2.6** Medición de saturación de oxígeno [21]. ..... 10

**Fig. 2.7** Precisión y exactitud (a) Preciso-Inexacto, (b) Impreciso-Exacto, (c) Preciso-Exacto, (d) Impreciso-Inexacto [32]. ..... 14

**Fig. 4.1** Dispositivos comerciales (a) termómetro y (b) oxímetro. ..... 24

**Fig. 4.2** Placa ESP32 [45]. ..... 35

**Fig. 4.3** Sensor de temperatura MLX90614 [46]. ..... 36

**Fig. 4.4** Sensor Max30102 [47]. ..... 36

**Fig. 4.5** Sensor MPX5050DP [48]. ..... 37

**Fig. 4.6** Módulo bluetooth HC05 [49]. ..... 37

**Fig. 4.7** Diagrama de conexiones. ..... 38

**Fig. 4.8** Pantalla de carga. ..... 40

**Fig. 4.9** Interfaz de Usuario. ..... 41

**Fig. 4.10** Programación por bloques de al App Móvil. ..... 41

**Fig. 4.11** Tiny DB. ..... 42

**Fig. 4.12** Arquitectura base de datos. ..... 43

**Fig. 4.13** Integración TinyDB en la interfaz. ..... 43

**Fig. 4.14** Base de datos dentro de la interfaz y diagrama de bloques. ..... 44

**Fig. 4.15** Pistas de conexiones de los diferentes dispositivos. ..... 45

**Fig. 4.16** Placa PCB fresada y perforada..... 45

**Fig. 4.17** Proceso conexión componentes. ..... 46

**Fig. 4.18** Diseño final, (A) parte interna, (B) parte externa. ..... 47

# ÍNDICE DE TABLAS

**Tabla 2.1** Sensores e instrumentos para la medición de signos vitales [24]. ..... 11

**Tabla 2.2** Normativas y estándares para dispositivos médicos [32]. ..... 16

**Tabla 4.1** Medición de temperatura con prototipo. ..... 21
**Tabla 4.2** Medición de ritmo cardíaco con prototipo. ..... 22
**Tabla 4.3** Medición de saturación de oxígeno con prototipo. ..... 23
**Tabla 4.4** Pruebas con instrumentos homologados de la salud. ..... 24
**Tabla 4.5** Error de temperatura. ..... 25
**Tabla 4.6** Error de saturación de oxígeno. ..... 26
**Tabla 4.7** Error de frecuencia cardíaca. ..... 27
**Tabla 4.8** Comparación de características para la selección del microcontrolador ..... 28
**Tabla 4.9** Comparación de características para la selección del sensor de temperatura. ..... 28
**Tabla 4.10** Comparación de características para la selección del sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno**.** ..... 28
**Tabla 4.11** Comparación de características para la selección del sensor de presión. ..... 29
**Tabla 4.12** Ponderación de criterios. ..... 29
**Tabla 4.13** Ponderación del parámetro de comunicación en los micros controladores**.** ..... 30
**Tabla 4.14** Ponderación del parámetro de comunicación en los sensores de temperatura**.** . 30
**Tabla 4.15** Ponderación del parámetro de comunicación en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno. ..... 30
**Tabla 4.16** Ponderación del parámetro de comunicación en los sensores de presión arterial**.** ..... 30
**Tabla 4.17** Ponderación del parámetro de ergonomía en los micros controladores**.** ..... 31
**Tabla 4.18** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de temperatura**.** ..... 31
**Tabla 4.19** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno. ..... 31
**Tabla 4.20** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de presión arterial. . 31
**Tabla 4.21** Ponderación del parámetro de ergonomía en el microcontrolador. ..... 32
**Tabla 4.22** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de temperatura**.** ..... 32

**Tabla 4.23** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno. ..... 32
**Tabla 4.24** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de presión arterial. . 32
**Tabla 4.25** Ponderación del parámetro de ergonomía en los micros controladores. ..... 33
**Tabla 4.26** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de temperatura. ..... 33
**Tabla 4.27** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno. ..... 33
**Tabla 4.28** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de presión arterial. . 33
**Tabla 4.29** Resultado de las ponderaciones para microcontroladores. ..... 34
**Tabla 4.30** Resultado de las ponderaciones para sensor de temperatura. ..... 34
**Tabla 4.31** Resultado de las ponderaciones para sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno. ..... 34
**Tabla 4.32** Resultado de las ponderaciones para sensor de presión arterial. ..... 34

# CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

## 1.1 Planteamiento del problema

A través del tiempo han surgido diferentes métodos invasivos para el seguimiento médico ya sea utilizando una cánula y tubos de vidrio, observando como el nivel de sangre aumentaba con cada latido del corazón [1]. Los métodos invasivos causan efectos secundarios, en algunos casos llegan a causar dolor innecesario al usuario.

En la mayoría de los dispositivos son diseñados para cumplir una única función como es el de proporcionar la información medida, ya sea temperatura, presión, ritmo cardiaco, etc. Lo cual el adquirir cada uno de estos dispositivos de calidad es costoso y además que ocupan un espacio considerable, haciendo muy difícil su desplazamiento.

El diseño del prototipo “Optimización de un sistema mecatrónico para medición de signos vitales" [2], es un dispositivo que al paso del tiempo se han ido integrando mejoras tanto en el sistema electrónico como en el mecánico, pero debido al límite de tiempo para realizarlo y culminar su construcción no se han realizado las pruebas correspondientes para asegurar validar su funcionamiento bajo protocolos médicos, tanto en la adquisición de datos como la similitud de los resultados obtenidos a través del tiempo y el uso.

Con lo mencionado anteriormente se propone evaluar el dispositivo optimizado para medición de signos vitales [2], con el fin de asegurar el correcto funcionamiento del mismo, realizando una base de datos para analizar los resultados obtenidos y verificar si todos los componentes electrónicos funcionan correctamente y si no es el caso proponer mejoras en el área electrónica para solucionar dichos problemas, con el fin de propiciar el uso adecuado del equipo médico acorde a la atención médica que se pretende brindar siendo un beneficio para la sociedad.

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 General

Evaluar el sistema electrónico del dispositivo no invasivo medidor de signos vitales en pacientes.

### 1.2.2 Específicos

- Definir los protocolos de funcionamiento para realizar las pruebas en usuarios.
- Crear una base de datos para almacenamiento de la información de los pacientes.
- Validar el funcionamiento del sistema y sus distintos sensores.
- Proponer las mejoras respectivas en el sistema electrónico.

## 1.3 Alcance y delimitación

Para el análisis de adquisición de datos se realizarán pruebas y comparaciones con equipos médicos similares para corroborar el correcto funcionamiento del dispositivo y sus diferentes sensores.

Se evaluarán dos signos vitales del dispositivo [2], en un rango de personas establecido por los protocolos a seguir para su validación, las mismas no presentarán patologías previas, creando una base de datos para analizar los resultados.

Se utilizarán microcontroladores compatibles con la aplicación y los componentes electrónicos, proporcionando la forma óptima para almacenar tanto los componentes electrónicos, como sus sensores y microcontroladores.

## 1.4 Justificación

Este trabajo evalúa el dispositivo mecatrónico medidor de signos vitales [2] de la carrera de ingeniería en mecatrónica, en función de las normas y protocolos establecidos para la validación del dispositivo.

La monitorización de signos vitales ha entrado en auge en los últimos años, como realizar un sistema medico virtual o medición de fenómenos bioeléctricos por electrodos u otros sensores que facilitan la adquisición de datos de los diferentes signos vitales en el ser humano permitiendo detectar alguna anomalía que puede ser de suma importancia al momento de cualquier diagnóstico [3].

El análisis de los datos obtenidos en la adquisición de los signos vitales es útil para salvar vidas [4]. Por lo tanto, se plantea evaluar y validar el prototipo que medirá signos vitales como la presión arterial, frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno en la sangre y temperatura corporal [5], todo esto en un solo instrumento, por ende, será un dispositivo portátil y de uso simple para ser utilizado en diferentes lugares ya sea en hospitales, clínicas o centros de salud [6].

Adicionalmente, se espera aportar a nuevas líneas de investigación centradas en las implementaciones de nuevos sensores y otro tipo de material, debido a que en la actualidad existen pocas investigaciones sobre esta área en la Universidad Técnica del Norte.

# CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO

## 2.1 Antecedentes

La medición de signos vitales es una práctica esencial en el ámbito de la salud, ya que permite evaluar el estado fisiológico de una persona mediante parámetros como la temperatura, la frecuencia cardíaca, la presión arterial y la saturación de oxígeno. Debido a su importancia, en la actualidad se han desarrollado sistemas no invasivos y herramientas conectadas, como dispositivos portátiles y aplicaciones móviles, facilitando el seguimiento continuo y en tiempo real de pacientes. A continuación, se presentan varios antecedentes que sirven de guía en el planteamiento de una solución en la presente investigación.

Se desarrolla un sistema que mide cuatro parámetros en un solo dispositivo orientado a controlar las enfermedades que presentan las personas de la tercera edad utilizando sensores no invasivos para evitar herir o causar daños e incomodidad en las personas. El dispositivo cuenta con una tarjeta Raspberry Pi 3B+ que se encarga de procesar los datos de los sensores. Adicional de una interfaz gráfica en computador (véase la Fig. 2.1 Medición de signos vitales (a) Sistema de monitoreo de signos vitales, (b) Dispositivo de medición de signos vitales.). Facilitando su uso y adquisición de información necesaria de cada persona [7].

**Fig. 2.1** Medición de signos vitales (a) Sistema de monitoreo de signos vitales, (b) Dispositivo de medición de signos vitales.

Se realiza modificaciones al trabajo titulado “sistema mecatrónico para medición de signos vitales enfocado al control de enfermedades en personas de la tercera edad". Dichas modificaciones involucran cambios de los elementos electrónicos y el material de la carcasa, se utiliza filamentos de PLA y TPU. Adicional, se utiliza el IoT (Internet of Things) mediante el módulo de WiFi que tiene el microcontrolador Arduino, así como la interfaz web Ubidots (véase la Fig. 2.2 Dispositivo para medición de signos vitales (a) Prototipo final, (b) Uso de la plataforma Ubidots.b), donde se indica los resultados de los pacientes con la facilidad de acceder a ellos desde cualquier dispositivo electrónico [2].

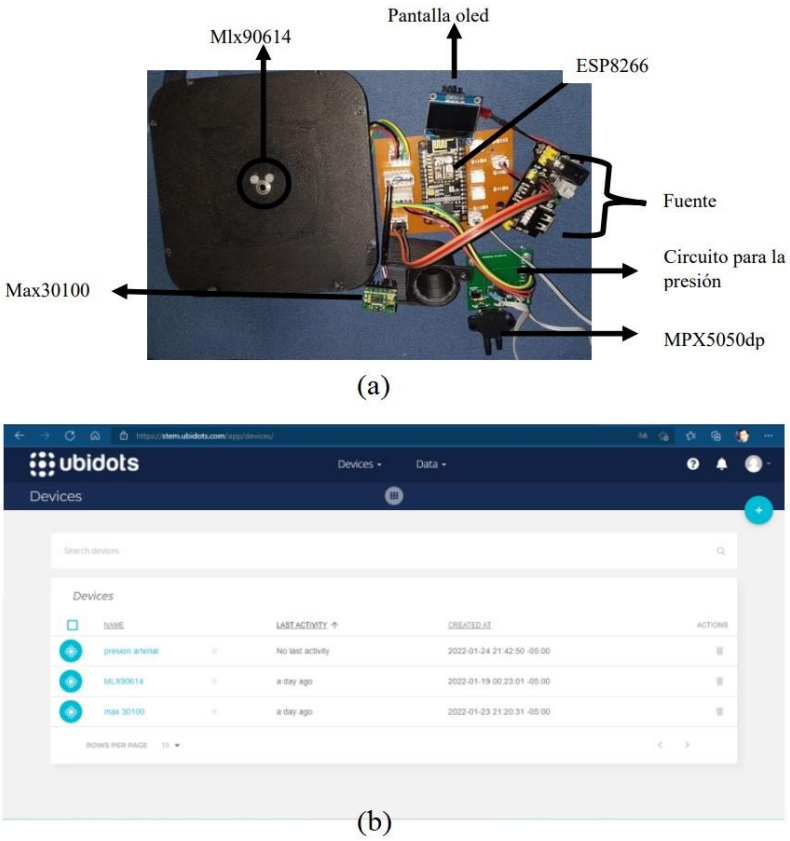



**Fig. 2.2** Dispositivo para medición de signos vitales (a) Prototipo final, (b) Uso de la plataforma Ubidots.

Se presenta un sistema computacional no invasivo diseñado para monitorear y mostrar signos vitales como temperatura corporal, saturación de oxígeno en la sangre, frecuencia cardíaca y presión arterial. La recopilación de datos de los sensores se realiza mediante el uso de un microcontrolador Arduino, que posteriormente los transmite por vía Bluetooth a un dispositivo móvil, donde se visualizan a través de una aplicación (véase la Fig. 2.3 Sistema computacional para medición de signos vitales (a) Visualización de signos vitales en la aplicación, (b) Colocación de sensores para la medición de signos vitales.a) [8].

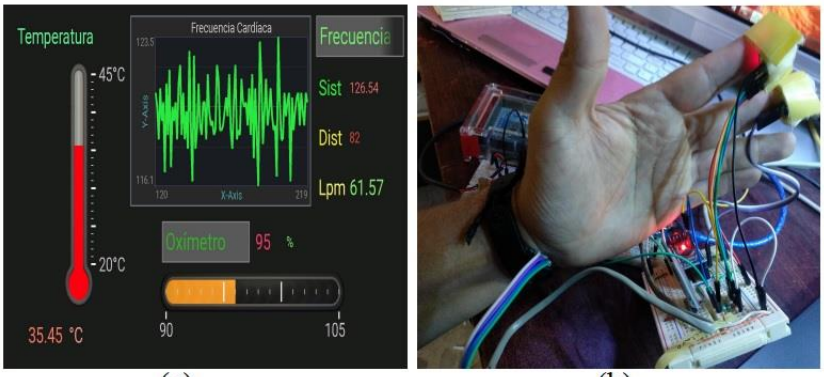



**Fig. 2.3** Sistema computacional para medición de signos vitales (a) Visualización de signos vitales en la aplicación, (b) Colocación de sensores para la medición de signos vitales.

Se desarrolla VitalAxsist, un dispositivo diseñado para el monitoreo remoto de constantes fisiológicas, orientado a la atención pre hospitalaria. Este sistema utiliza sensores para medir temperatura, saturación de oxígeno, pulso y ritmo cardíaco, cuyos datos son enviados a una tarjeta ESP32, misma que transmite la información, mediante Bluetooth de bajo consumo, a una Raspberry Pi4 que procesa los datos para identificar si los valores están dentro de rangos saludables, generando alertas sonoras en caso de anomalías [9].

**Fig. 2.4** Dispositivo VitalAxsist.

## 2.2 Bases Teóricas

A continuación, se presenta la revisión bibliográfica relacionada con la medición de signos vitales que abarca definiciones, clasificaciones, factores externos y tecnologías afines.

### 2.2.1 Signos vitales

Los parámetros fisiológicos o también conocidos como signos vitales (SV) permiten conocer el estado fisiológico de los órganos vitales y por consecuente el estado del cuerpo humano, pudiendo variar de persona en persona debido a factores tanto externos (actividad física) como internos (estados anímicos, patológicos). Los SV más valorados son: temperatura, respiración, pulso cardiaco y presión arterial [10] [11].

La medición de estos proporciona datos del estado del paciente así con la respuesta a esfuerzos físicos y psicológicos y tratamientos médicos, permitiendo hacer intervenciones exitosas que mitigan posibles complicaciones [12].

#### 2.2.1.1 Medición de la frecuencia cardíaca

La base de la medición de la frecuencia cardíaca o pulso es la detección y conteo de los latidos que realiza el corazón en un minuto, de ahí que estos valores se expresan en pulsaciones por minuto (ppm). Es así que con esta medición se puede pronosticar diferentes enfermedades de tipo cardiovascular [13].

Para esta medición, de manera convencional, se presiona la arteria radial (ubicada en el muñeca) contra el hueso usando los dedos anular, medio e índice por un tiempo aproximado de un minuto [14], por medio de métodos electrónicos, se utiliza electrocardiogramas y sensores ópticos [15].

### 2.2.1.2 Medición de la presión arterial

Para la medición de la presión arterial existen métodos invasivos y no invasivos como se muestra en la Fig. 2.5 Presión arterial (a) Método invasivo; Métodos no invasivos (b) Método auscultatorio, (c) Método oscilométrica, (d) Método del cambio de color capilar mediante uso de esfingomanómetro [17].. Se busca evaluar la fuerza ejercida por la sangre sobre las paredes de las arterias durante el ciclo cardíaco, esta medición se la realiza principalmente en los miembros superiores debido al fácil acceso a la arteria branquial y es importante realizarla en entornos controlados para que los resultados no se vean afectados [16].

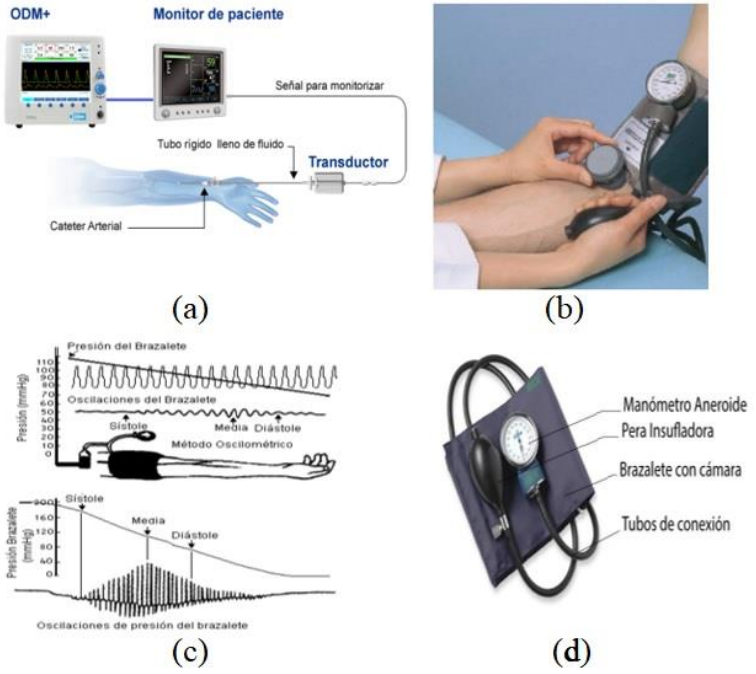



**Fig. 2.5** Presión arterial (a) Método invasivo; Métodos no invasivos (b) Método auscultatorio, (c) Método oscilométrica, (d) Método del cambio de color capilar mediante uso de esfingomanómetro [17].

Los métodos no invasivos para la medición de la presión arterial son utilizados para el tamizaje, diagnóstico y tratamiento de ciertas enfermedades como la hipertensión mientras que los métodos invasivos deben utilizarse en entornos especializados (hospitalarios y clínicos) ya que permiten una rápida evaluación del seguimiento cardiovascular [18].

#### 2.2.1.3 Medición de la saturación de oxígeno

La saturación de oxígeno (SpO2) es un parámetro que permite determinar la cantidad de oxígeno que circula en la sangre por medio de la hemoglobina [19]. Su medición se la realiza por medio de métodos no invasivos mediante el uso de oxímetros de pulso que pueden estar basados en principios ópticos y fisiológicos [20].

**Fig. 2.6** Medición de saturación de oxígeno [21].

La hemoglobina, que se encuentra en los glóbulos rojos, se encuentra saturada (100%) cuando hay presencia de oxígeno en sus uniones. Los valores normales del SaO2 se encuentran entre el 95% y 97% con un margen de 2%. Valores por debajo del 90% son indicadores de enfermedades patológicas e insuficiencia respiratoria [22].

### 2.2.2 Sensores para la medición de parámetros fisiológicos

Los avances tecnológicos han dado lugar a sensores portátiles en salud que miden la frecuencia cardíaca y la actividad física. Aunque confiables, no siempre cumplen con estándares médicos, por lo que se han adaptado para monitorear continuamente signos vitales en entornos clínicos [23]. En la Tabla 2.1 Sensores e instrumentos para la medición de signos vitales [24].se muestra algunos sensores e instrumentos utilizados para tomar signos vitales.

**Tabla 2.1** Sensores e instrumentos para la medición de signos vitales [24].

| Parámetro | Sensor | Funcionamiento | Comunicación |
|---|---|---|---|
| Saturación de oxígeno Frecuencia cardíaca | Max30100 | Combinación de dos leds (infrarrojo y luz roja) y un fotodiodo receptor para registrar los parámetros [25]. | I2C |
| Frecuencia cardiaca | Sensor de pulso cardiaco eléctrico | Consta de un emisor y receptor. Cuando el emisor detecta el latido envía una señal de radio al receptor que muestra el pulso cardíaco. | Análoga |
| Frecuencia cardiaca | Sensor óptico Amped | Mide la frecuencia cardíaca mediante luz LED y foto detectores, detectando cambios en el flujo sanguíneo. | Análoga |
| Frecuencia cardiaca | ROHM BH1792GLC | Utiliza un voltaje y corriente bajos, operando eficientemente en un rango de temperatura de -20°C a 85°C. | I2C |
| Frecuencia cardiaca | Garmin HRM-Dual | Temperatura mínima de funcionamiento: -5°C. Puede transmitir datos de frecuencia cardíaca de manera precisa en tiempo real. | Bluetooth ANT+ |
| Frecuencia cardiaca | Polar H10 | Utiliza 6 LED de alta calidad y transmite datos de frecuencia cardíaca en tiempo real a diversas aplicaciones. | Bluetooth ANT |
| Frecuencia cardiaca | Electrodos de frecuencia cardíaca | Detectan señales eléctricas generadas por el corazón a través de la piel, enviando los datos a un monitor o dispositivo. | Bluetooth ANT+ |
| Presión arterial | Esfigmomanómetro de mercurio | Mide la presión arterial mediante la observación de la altura de la columna de mercurio al inflar el manguito y liberar el aire | - |
| Presión arterial | Esfigmomanómetro de aire | Utiliza un manguito inflable y un manómetro para medir la presión arterial al escuchar los latidos a través de un estetoscopio | - |
| Presión arterial | Esfigmomanómetro digital | Mide la presión arterial electrónicamente, inflando el manguito automáticamente y mostrando los resultados en una pantalla digital | - |

Los métodos convencionales de medición de signos vitales, que requieren contacto directo con el paciente, pueden ser invasivos y comprometer tanto la comodidad como la fiabilidad de los resultados. El uso de sensores sin contacto ofrece una solución más sencilla, portátil y precisa, permitiendo una monitorización continua a través de aplicaciones móviles sin afectar la experiencia del paciente [26].

### 2.2.3 Dispositivos para la medición de signos vitales

Como medio para conocer el estado de salud de una persona a través de la lectura de sus parámetros fisiológicos, se ha desarrollado dispositivos de medición de signos vitales que pueden ser de dos tipos: Invasivos y No Invasivos.

#### 2.2.3.1 Dispositivos invasivos

Son aquellos que penetran parcial o totalmente en el cuerpo, ya sea por un orificio natural o a través de la superficie corporal [27]. Su uso, frecuente en procedimientos quirúrgicos, requiere cuidados continuos para prevenir complicaciones y proteger al paciente [28].

#### 2.2.3.2 Dispositivos no invasivos

Son aquellos que no penetran en el cuerpo humano, ni total ni parcialmente. Su finalidad se centra en la medición, monitorización, diagnóstico o tratamiento del paciente de forma externa, preservando la integridad anatómica [29].

Siendo los más utilizados.

- Monitores de signos vitales: tensiómetros, oxímetros de pulso, termómetros.
- Dispositivos de diagnóstico: Electrodos para ECG, ultrasonidos, esfigmomanómetros.
- Equipos terapéuticos: Aparatos de fisioterapia o lámparas de fototerapia.

Tienen una amplia aceptación y uso frecuente debido a su seguridad y el menor riesgo de complicaciones durante su uso a comparación de los de tipo invasivo.

### 2.2.4 Ventajas y limitaciones de los dispositivos no invasivos

Las ventajas más destacables de los dispositivos no invasivos para la medición de signos vitales son [30]:

- No es necesario realizar procedimientos invasivos (cortes o introducción de objetos en la piel), mitigando molestias, dolores y posibles infecciones.
- Su uso tiende a ser intuitivo así como compactos y ligeros lo que permite su fácil transportación.
- Adecuados para diferentes entornos, que van desde monitoreo desde casa hasta entornos clínicos. Muchos dispositivos son fácilmente integrables con aplicaciones y plataformas para realizar seguimientos remotos.
- Rápida obtención de resultados.

Así mismo, este tipo de dispositivos presenta algunas limitaciones como [31]:

- Su precisión puede verse afectada por factores externos como iluminación excesiva, interferencias electromagnéticas con otros dispositivos, condiciones particulares de la piel (pigmentación, humedad, presencia de vello) y cambios bruscos de temperatura y humedad.
- Su uso está limitado para pacientes que no tengan ciertas condiciones fisiológicas (piel pigmentada, obesidad, hiperhidrosis).
- Requieren un mantenimiento y calibración periódica, dado que utilizan algoritmos y sensores que pueden fallar o sufrir desgaste, afectando la medición.
- No reemplazan completamente los métodos invasivos y su costo inicial puede ser elevado.

Como todo tipo de dispositivos, estos no se ven exceptos de desventajas. Sin embargo, siguiendo las indicaciones de los fabricantes, estos dispositivos proporcionan mediciones confiables si se

tiene en cuenta las condiciones recomendadas para su funcionamiento. Así mismo, una calibración periódica y con la supervisión de profesionales de la salud permitirá incrementar su eficacia.

### 2.2.5 Criterios de evaluación

Para garantizar la confiabilidad de los datos obtenidos por dispositivos médicos, existen ciertos criterios de evaluación que deben tomarse en cuenta, los cuales se presentan a continuación.

#### 2.2.5.1 Exactitud y precisión

La exactitud y la precisión son criterios importantes dentro de cualquier instrumento de medición, sin embargo es importante conocer la diferencia entre estos para una correcta interpretación de los resultados. La exactitud se refiere a cuánto el valor medido se acerca al valor real mientras que la precisión se refiere a la repetitividad del valor medido [32]. En la Fig. 2.7 Precisión y exactitud (a) Preciso-Inexacto, (b) Impreciso-Exacto, (c) Preciso-Exacto, (d) Impreciso-Inexacto [32].se aprecia estas 2 características.

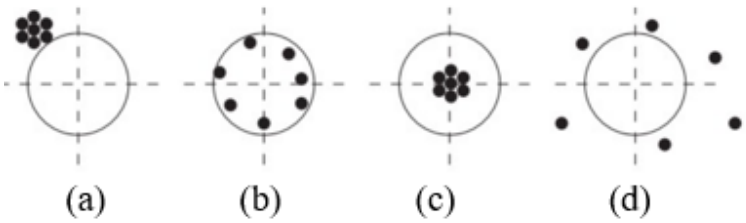



**Fig. 2.7** Precisión y exactitud (a) Preciso-Inexacto, (b) Impreciso-Exacto, (c) Preciso-Exacto, (d) Impreciso-Inexacto [32].

Es así que la exactitud está relacionada a la incertidumbre de manera inversamente proporcional, mientras más exacto un valor medido menor es la incertidumbre. Por otro lado, la precisión puede estar influenciada por ciertas condiciones que se denominan condiciones de repetitividad o reproducibilidad [33].

#### 2.2.5.2 Fiabilidad

La fiabilidad, en dispositivos médicos, se refiere su capacidad de proporcionar medidas consistentes y exactas. Además involucra la durabilidad y funcionamiento sin errores bajo diferentes condiciones de modo que puedan cumplir con los requerimientos para su uso clínico [34].

#### 2.2.5.3 Sensibilidad

La sensibilidad es un indicador de la perceptibilidad o reactividad de un elemento, dispositivo, sistema o método ante las variaciones en su entorno. En lo referente a dispositivos médicos, es la capacidad para detectar cambios o variaciones mínimas [35] en los parámetros fisiológicos que está midiendo.

### 2.2.6 Normativa nacional y estándares internacionales

En el ámbito nacional, para preservar la salud de la población, la Agencia Nacional de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria (ARCSA) es la encargada de garantizar la seguridad y calidad de productos. En lo referente a dispositivos electrónicos, esta entidad es la encargada de asegurar el cumplimiento de los requerimientos y estándares de seguridad para su funcionamiento [36].

En este contexto, el Instituto Ecuatoriano de Normalización (INEN) a través de su norma técnica RTE INEN 003 estable los requerimientos de seguridad y rendimiento que deben cumplir los equipos médicos [37].

En el ámbito internacional, existen varias normativas y estándares en lo referente a los dispositivos médicos como se muestra en la **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**. La agencia f ederal estadounidense Food and Drug Administration (FDA) es un referente en las regulaciones

debido su influencia global. Su reglamentación no solo involucra alimentos y medicamentos sino también las tecnologías de tipo sanitarias [38].

**Tabla 2.2** Normativas y estándares para dispositivos médicos [32].

| Normativa/Estándar | Descripción |
|---|---|
| Estándar internacional ISO 13485 | Requisitos para la gestión de calidad aplicables a dispositivos médicos. |
| Estándar internacional ISO 14971 | Requisitos para la gestión de riesgos de los dispositivos médicos. Dicha gestión debe ser un proceso continuo e integral entre los involucrados (fabricantes, reguladores, usuarios). |
| Estándar internacional ISO 9001 | Define los criterios para un sistema de gestión de calidad (SGC) eficiente, poniendo énfasis en la mejora continua, la satisfacción del cliente y el cumplimiento de las normativas legales y regulatorias. |
| Normativa Norteamérica | Estándares establecidos por National Institute of Standards and Technology (NIST) que garantizan la precisión y confiabilidad de una amplia gama de industrial. |
| Normativa Latinoamérica | Normativas implementadas de manera regional por la Comisión de Normas Técnicas (COPANT) que promueven la adopción de normativas internacionales, garantizando la coherencia en las mediciones. |
| Normativa Europea | Normativa respaldada por European Association of National Metrology Institutes (EURAMET) y European Cooperation in Legal Metrology (WELMEC). |

Por otro lado, la Certificación CE, es la marca de que un producto o dispositivo cumple con los requisitos de las Directivas y Reglamentos europeos salvaguardando al consumidor en aspectos de seguridad, salud y medio ambiente. Al tener estándares basados en normas IEC e ISO, existe cierta armonización en los estándares técnicos a nivel global, además es un requisito obligatorio para la comercialización de productos/dispositivos en el mercado europeo [39].

Adicionalmente, los estándares de International Electrotechnical Commision (IEC) por medio de la norma IEC 60601-1, para dispositivos médicos eléctricos y electrónicos, se regula el cumplimiento estricto de los requisitos de seguridad y rendimiento para su debido funcionamiento.[40].

### 2.2.7 Plataformas para la creación de base de datos

MySQL es un sistema gestor de bases de datos ampliamente utilizado por su simplicidad, rendimiento y facilidad de uso. Aunque no tiene algunas funciones avanzadas de otros SGBD, es

ideal para aplicaciones comerciales y de entretenimiento. Su distribución gratuita bajo licencia GPL, estabilidad y rápido desarrollo lo hacen aún más atractivo. MySQL es compatible con múltiples plataformas, y su cliente mysql-client permite interactuar tanto con servidores locales como remotos [41].

# CAPÍTULO 3: MARCO METODOLÓGICO

## 3.1 Enfoque y tipos de investigación

En el presente trabajo de integración curricular se desarrolla desde el enfoque ingenieril desde una investigación aplicada ya que se busca solucionar un problema planteado [42], el cual consiste en evaluar el sistema electrónico del dispositivo no invasivo para la medición de signos vitales.

Adicionalmente, una investigación de tipo documental dado que la recopilación de información permite identificar áreas de mejora y documentarlas mediante el uso de libros, artículos y revistas científicas [43]. Así como una investigación de campo debido al contacto que se debe tener con el personal de salud para la realización de entrevistas y su supervisión durante el proceso de toma de signos vitales a los pacientes [2].

Por último, se aplica una investigación descriptiva ya que es necesario analizar las características funcionales del dispositivo no invasivo medidor de signos vitales, evaluando su precisión y desempeño en pacientes, con el fin de documentar su eficacia y utilidad clínica; e investigación experimental por las mediciones de signos vitales que debe hacerse con los pacientes [44].

## 3.2 Diseño de la Investigación

Con el fin de dar cumplimiento a los objetivos planteados, se realizó una serie de diferentes actividades individuales que sirven de guía para un registro preciso y secuencial del proceso desarrollado para la evaluación del dispositivo no invasivo para la toma de signos vitales.

### 3.2.1 Fase 1: Adquisición de la información

Mediante investigación documental se realiza la respectiva recolección y registro de información y datos referentes a las mediciones de signos vitales de modo que se pueda evaluar el desempeño del dispositivo y sustentar la investigación realizada.

***Actividad 1.1: Investigación de antecedentes sobre dispositivos para mediciones de signos vitales*** se obtiene información sobre dispositivos previamente desarrollados y se prioriza el tipo de dispositivos no invasivos.

***Actividad 1.2: Revisión de normativa y estándares;*** se investiga las normativas internacionales vigentes para la evaluación de los dispositivos médicos.

***Actividad 1.3: Definir un protocolo de evaluación para la medición de signos vitales;*** mediante una revisión de protocolos utilizados para pruebas clínicas, se define uno para validar la precisión y desempeño del dispositivo.

### 3.2.2 Fase 2: Evaluación del dispositivo

Mediante la investigación descriptiva y experimental, se realiza una comparación de las medidas tomadas por el prototipo anterior y se las compara con las de dispositivos homologados.

***Actividad 2.1: Selección de pacientes;*** se estable los criterios que deben cumplir los pacientes, se realiza la selección y se toma los signos vitales de saturación de oxígeno, frecuencia cardiaca y presión arterial.

***Actividad 2.2: Toma de mediciones;*** haciendo uso del prototipo anterior, se determina las condiciones para la medición de los signos vitales y se registra los datos de cada paciente.

***Actividad 2.3: Comparación de resultados;*** una vez registrados los datos tomados en la actividad anterior, se procede a realizar la comparación de estos con mediciones de dispositivos homologados.

***Actividad 2.4: Identificación de problemas;*** con la comparación realizada, se realiza la detección de fallos o desviaciones en las mediciones del prototipo.

### 3.2.3 Fase 3: Implementación de mejoras al prototipo

De igual manera mediante investigación descriptiva, se realizan los respectivos ajustes técnicos y estructurales del dispositivo de modo que su funcionalidad y precisión sean mejoradas.

***Actividad 3.1: Propuesta de mejoras*;** se identifica los aspectos críticos del dispositivo y se plantea mejoras con lo relacionado a los sensores, procesamiento de datos y diseño estructural.

***Actividad 3.2: Implementación de las mejoras;*** se realiza la respectiva modificación en el hardware y software del prototipo, asegurando la correcta integración de los cambios realizados.

***Actividad 3.3: Verificación técnica*;** una vez implementadas las mejoras, se realiza pruebas iniciales para validar el correcto funcionamiento del dispositivo.

***Actividad 3.4: Elaboración de diagrama de conexiones;*** se realiza el diagrama de conexiones con el fin de que sirvan de guía para su posterior reproducción.

### 3.2.4 Fase 4: Pruebas de funcionamiento y creación de base de datos

Por último, mediante investigación experimental se evalúa el dispositivo mejorado mediante pruebas de funcionamiento con los pacientes a los que va dirigido, de modo que se pueda registrar nuevas mediciones y posteriormente crear una base de datos.

***Actividad 4.1: Realización de pruebas de funcionamiento*;** se evalúa el dispositivo mejorado para verificar la precisión y estabilidad de las mediciones.

***Actividad 4.2: Registro de mediciones y análisis de resultados;*** se realiza una toma sistemática de los datos de la actividad anterior para alimentar la base de datos y posteriormente se realiza una evaluación estadística de las mediciones para validar la efectividad del dispositivo.

# CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y ANÁLISIS

## 4.1 Evaluación del dispositivo

En el Anexo #1 se detallan los protocolos de medición de signos vitales utilizados para la evaluación de los pacientes. En caso de detectar valores anormales o algún problema de salud, se recomienda contactar de inmediato a un familiar o trasladar al paciente al centro de salud más cercano. Para la validación del sistema, se realizaron pruebas en una muestra de 30 personas, utilizando tanto el dispositivo anterior [2] como equipos comerciales comúnmente empleados en hospitales y centros de salud. La población evaluada abarca un rango de edad de 18 a 25 años, y a cada participante se le realizaron tres mediciones de cada signo vital, incluyendo temperatura corporal, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno, en este caso se descartó la medición de la presión arterial debido a que el sensor del dispositivo no se encontraba en condiciones normales. Este procedimiento permite determinar el margen de error existente y validar el desempeño del dispositivo, obteniendo un promedio de los resultados tanto de los equipos comerciales como del prototipo anterior.

**Tabla 4.1** Medición de temperatura con prototipo.

| Nro | Edad | Sexo | Valores con equipo electrónico Temperatura | | | Promedio |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Valor 1 | Valor 2 | Valor 3 | |
| 1 | 23 | Masculino | 35.30 | 35,02 | 35,28 | 35,15 |
| 2 | 23 | Masculino | 33,5 | 35 | 34,5 | 34,33 |
| 3 | 24 | Femenino | 34.56 | 35,77 | 33,98 | 34,87 |
| 4 | 23 | Femenino | 35.74 | 35,53 | 36,84 | 36,18 |
| 5 | 26 | Masculino | 35,65 | 35,07 | 34,85 | 35,19 |
| 6 | 26 | Masculino | 34,39 | 33,02 | 33,32 | 33,57 |
| 7 | 27 | Masculino | 35.4 | 33,72 | 33,39 | 33,55 |
| 8 | 27 | Masculino | 35.89 | 35,72 | 35,87 | 35,79 |
| 9 | 23 | Masculino | 34, 22 | 35,45 | 34,77 | 35,11 |
| 10 | 24 | Femenino | 33,25 | 33,49 | 33,34 | 33,36 |
| 11 | 23 | Masculino | 36,61 | 37,74 | 37,77 | 37,37 |
| 12 | 23 | Masculino | 35,67 | 37 | 35,45 | 36,04 |
| 13 | 24 | Masculino | 36,36 | 35,87 | 34,48 | 35,57 |
| 14 | 23 | Masculino | 36,13 | 35,94 | 36,33 | 36,13 |
| 15 | 23 | Masculino | 34,65 | 36,7 | 34,6 | 35,31 |

| | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| 16 | 22 | Femenino | 34,9 | 35,01 | 35,95 | 35,28 |
| 17 | 25 | Masculino | 35,2 | 36,9 | 36,64 | 36,24 |
| 18 | 26 | Masculino | 35,7 | 36,3 | 35,01 | 35,67 |
| 19 | 23 | Femenino | 34,01 | 35,02 | 34,01 | 34,34 |
| 20 | 23 | Masculino | 34,9 | 35,09 | 34,92 | 34,97 |
| 21 | 22 | Femenino | 35,4 | 35,39 | 35,36 | 35,38 |
| 22 | 24 | Masculino | 35,2 | 35,1 | 35,7 | 35,33 |
| 23 | 28 | Femenino | 35,7 | 34,7 | 35,9 | 35,43 |
| 24 | 27 | Masculino | 36 | 35,7 | 36,2 | 35,96 |
| 25 | 25 | Masculino | 35,9 | 36,3 | 35,75 | 35,98 |
| 26 | 48 | Femenino | 35,7 | 35,9 | 35,82 | 35,80 |
| 27 | 21 | Femenino | 36,94 | 35,9 | 34,9 | 35,91 |
| 28 | 20 | Femenino | 35,79 | 36,9 | 35,9 | 36,19 |
| 29 | 24 | Masculino | 34,95 | 35,67 | 36,37 | 35,66 |
| 30 | 21 | Masculino | 35,9 | 34,01 | 35,8 | 35,23 |

**Tabla 4.2** Medición de ritmo cardíaco con prototipo.

| **Nro** | **Edad** | **Sexo** | **Valores con equipo electrónico Ritmo Cardíaco** | | | **Promedio** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Valor 1 | Valor 2 | Valor 3 | |
| 1 | 23 | Masculino | 66 | 70 | 58 | 64,67 |
| 2 | 23 | Masculino | 68 | 64 | 64 | 65,33 |
| 3 | 24 | Femenino | 65.3 | 64 | 65 | 64,50 |
| 4 | 23 | Femenino | 64 | 66 | 65,5 | 65,17 |
| 5 | 26 | Masculino | 64 | 63 | 67 | 64,67 |
| 6 | 26 | Masculino | 59 | 69,7 | 60 | 62,90 |
| 7 | 27 | Masculino | 64 | 63 | 68 | 65,00 |
| 8 | 27 | Masculino | 64 | 59 | 65 | 62,67 |
| 9 | 23 | Masculino | 60 | 64,3 | 55 | 59,77 |
| 10 | 24 | Femenino | 68 | 68 | 64 | 66,67 |
| 11 | 23 | Masculino | 64 | 68 | 65 | 65,67 |
| 12 | 23 | Masculino | 69 | 65 | 62,3 | 65,43 |
| 13 | 24 | Masculino | 60 | 54 | 59 | 57,67 |
| 14 | 23 | Masculino | 68 | 65 | 69 | 67,33 |
| 15 | 23 | Masculino | 64 | 66 | 61 | 63,67 |
| 16 | 22 | Femenino | 64 | 62 | 58 | 61,33 |
| 17 | 25 | Masculino | 77 | 69 | 73 | 73,00 |
| 18 | 26 | Masculino | 62,7 | 63 | 60,31 | 62,00 |
| 19 | 23 | Femenino | 63 | 64,26 | 67 | 64,75 |
| 20 | 23 | Masculino | 59 | 61 | 62,3 | 60,77 |
| 21 | 22 | Femenino | 60 | 60 | 61 | 60,33 |
| 22 | 24 | Masculino | 59,7 | 63,55 | 66 | 63,08 |
| 23 | 28 | Femenino | 67 | 63 | 61,7 | 63,90 |
| 24 | 27 | Masculino | 66 | 59 | 59 | 61,33 |
| 25 | 25 | Masculino | 70 | 68 | 72 | 70,00 |
| 26 | 48 | Femenino | 62 | 61,97 | 63 | 62,32 |
| 27 | 21 | Femenino | 65 | 63 | 64 | 64,00 |
| 28 | 20 | Femenino | 60 | 65 | 69,3 | 64,77 |
| 29 | 24 | Masculino | 68 | 70 | 75 | 71,00 |
| 30 | 21 | Masculino | 69 | 67 | 67 | 67,67 |

**Tabla 4.3** Medición de saturación de oxígeno con prototipo.

| Nro | Edad | Sexo | Valores con equipo electrónico Saturación de oxígeno | | | Promedio |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | | | Valor 1 | Valor 2 | Valor 3 | |
| 1 | 23 | Masculino | 100 | 85 | 94 | 93 |
| 2 | 23 | Masculino | 98 | 93 | 98 | 96 |
| 3 | 24 | Femenino | 94,6 | 96 | 98 | 96 |
| 4 | 23 | Femenino | 96 | 95 | 94 | 95 |
| 5 | 26 | Masculino | 98 | 95 | 97,3 | 97 |
| 6 | 26 | Masculino | 96 | 94 | 96 | 95 |
| 7 | 27 | Masculino | 96 | 95 | 95 | 95 |
| 8 | 27 | Masculino | 94 | 96 | 96 | 95 |
| 9 | 23 | Masculino | 96 | 97 | 96 | 96 |
| 10 | 24 | Femenino | 96 | 96 | 96,8 | 96 |
| 11 | 23 | Masculino | 95 | 94 | 95 | 95 |
| 12 | 23 | Masculino | 95 | 95 | 95 | 95 |
| 13 | 24 | Masculino | 94 | 96 | 95 | 95 |
| 14 | 23 | Masculino | 96 | 96 | 96 | 96 |
| 15 | 23 | Masculino | 96 | 96 | 97 | 96 |
| 16 | 22 | Femenino | 97 | 95 | 94 | 95 |
| 17 | 25 | Masculino | 97 | 96 | 97 | 97 |
| 18 | 26 | Masculino | 94 | 94 | 96 | 95 |
| 19 | 23 | Femenino | 94 | 96 | 96 | 95 |
| 20 | 23 | Masculino | 96 | 96 | 96 | 96 |
| 21 | 22 | Femenino | 96 | 94 | 94 | 95 |
| 22 | 24 | Masculino | 96 | 94 | 94 | 95 |
| 23 | 28 | Femenino | 96 | 97 | 96 | 96 |
| 24 | 27 | Masculino | 94 | 94 | 94 | 94 |
| 25 | 25 | Masculino | 94 | 93 | 94 | 94 |
| 26 | 48 | Femenino | 96 | 96 | 97 | 96 |
| 27 | 21 | Femenino | 93 | 96 | 94 | 94 |
| 28 | 20 | Femenino | 94 | 95 | 94 | 94 |
| 29 | 24 | Masculino | 96 | 96 | 96 | 96 |
| 30 | 21 | Masculino | 93 | 94 | 93 | 93 |

### 4.1.1 Validación de datos

En esta etapa se recopilarán valores utilizando instrumentos comerciales. Para medir la temperatura corporal, se adquirió un termómetro digital de la marca Andino como se pude observar en la Fig. 4.1 Dispositivos comerciales (a) termómetro y (b) oxímetro.a y un oxímetro K&I como se observa en la Fig. 4.1 Dispositivos comerciales (a) termómetro y (b) oxímetro.b, siendo estos los dispositivos comerciales para la comparación de datos con el dispositivo [2].

**Fig. 4.1** Dispositivos comerciales (a) termómetro y (b) oxímetro.

**Tabla 4.4** Pruebas con instrumentos homologados de la salud.

| Nro | Edad | Sexo | Valores con equipos médicos | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | | | Temperatura (E.H) | Frecuencia Cardiaca (E.H) | Saturación (E.H) |
| 1 | 23 | Masculino | 36,1 | 67 | 96 |
| 2 | 23 | Masculino | 36,7 | 66 | 95 |
| 3 | 24 | Femenino | 36,1 | 92 | 98 |
| 4 | 23 | Femenino | 35 | 84 | 95 |
| 5 | 26 | Masculino | 36 | 96 | 96 |
| 6 | 26 | Masculino | 35,4 | 62 | 97 |
| 7 | 27 | Masculino | 25,9 | 62 | 97 |
| 8 | 27 | Masculino | 35,5 | 83 | 96 |
| 9 | 23 | Masculino | 35,7 | 63 | 95 |
| 10 | 24 | Femenino | 34,52 | 71 | 98 |
| 11 | 23 | Masculino | 39,9 | 75 | 97 |
| 12 | 23 | Masculino | 36,5 | 73 | 96 |
| 13 | 24 | Masculino | 35,8 | 57 | 93 |
| 14 | 23 | Masculino | 35,2 | 90 | 95 |
| 15 | 23 | Masculino | 34,8 | 55 | 96 |
| 16 | 22 | Femenino | 35,8 | 64 | 96 |
| 17 | 25 | Masculino | 35,9 | 63 | 97 |
| 18 | 26 | Masculino | 36,2 | 67 | 95 |
| 19 | 23 | Femenino | 35,6 | 78 | 97 |
| 20 | 23 | Masculino | 35,4 | 78 | 97 |
| 21 | 22 | Femenino | 35,3 | 89 | 95 |
| 22 | 24 | Masculino | 35,2 | 52 | 95 |
| 23 | 28 | Femenino | 35,8 | 61 | 96 |
| 24 | 27 | Masculino | 35,8 | 61 | 97 |
| 25 | 25 | Masculino | 35,8 | 67 | 96 |
| 26 | 48 | Femenino | 36 | 74 | 96 |
| 27 | 21 | Femenino | 35 | 72 | 98 |
| 28 | 20 | Femenino | 36,2 | 82 | 95 |
| 29 | 24 | Maculino | 34,9 | 82 | 96 |
| 30 | 21 | Masculino | 35,2 | 67 | 94 |

### 4.1.2 Análisis de datos

En la Tabla 4.5 Error de temperatura. se presentan las comparaciones de los datos obtenidos tanto con los instrumentos comerciales como con el dispositivo desarrollo, con el propósito de determinar el porcentaje de error.

Para calcular el error, se emplea la Ecuación 4.1, la cual se aplica a cada parámetro con el fin de cuantificar la diferencia existente entre los valores registrados por los instrumentos comerciales y los y los obtenidos con el prototipo [2].

$$\%error = \frac{|valor\ aproximado - valor\ real|}{valor\ real} x100 \qquad \text{(Ecuación 4.1)}$$

#### 4.1.2.1 Temperatura corporal

**Tabla 4.5** Error de temperatura.

| Nro. | Edad | Sexo | Valor comercial | Valor prototipo | Error |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 23 | Masculino | 35,15 | 36,1 | 2,70 |
| 2 | 23 | Masculino | 35 | 35,4 | 1,14 |
| 3 | 24 | Femenino | 34,87 | 36,1 | 3,53 |
| 4 | 23 | Femenino | 36,18 | 35 | 3,26 |
| 5 | 26 | Masculino | 35,8 | 36 | 0,56 |
| 6 | 26 | Masculino | 33,57 | 35,4 | 5,45 |
| 7 | 27 | Masculino | 33,55 | 35,9 | 7,00 |
| 8 | 27 | Masculino | 35,79 | 35,5 | 0,81 |
| 9 | 23 | Masculino | 35,11 | 35,7 | 1,68 |
| 10 | 24 | Femenino | 33,36 | 34,52 | 3,48 |
| 11 | 23 | Masculino | 37,37 | 39,9 | 6,77 |
| 12 | 23 | Masculino | 36,04 | 36,5 | 1,28 |
| 13 | 24 | Masculino | 35,57 | 35,8 | 0,65 |
| 14 | 23 | Masculino | 36,76 | 35,2 | 4,24 |
| 15 | 23 | Masculino | 35,31 | 34,8 | 1,44 |
| 16 | 22 | Femenino | 35,28 | 35,8 | 1,47 |
| 17 | 25 | Masculino | 36,24 | 35,9 | 0,94 |
| 18 | 26 | Masculino | 35,67 | 36,2 | 1,49 |
| 19 | 23 | Femenino | 34,34 | 35,6 | 3,67 |
| 20 | 23 | Masculino | 34,97 | 35,4 | 1,23 |
| 21 | 22 | Femenino | 35,38 | 35,3 | 0,23 |
| 22 | 24 | Masculino | 35,33 | 35,2 | 0,37 |
| 23 | 28 | Femenino | 35,43 | 35,8 | 1,04 |
| 24 | 27 | Masculino | 35,96 | 35,8 | 0,44 |
| 25 | 25 | Masculino | 35,98 | 35,8 | 0,50 |
| 26 | 48 | Femenino | 35,8 | 36 | 0,56 |
| 27 | 21 | Femenino | 35,91 | 35 | 2,53 |
| 28 | 20 | Femenino | 36,19 | 36,2 | 0,03 |

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| 29 | 24 | Masculino | 35,66 | 34,9 | 2,13 |
| 30 | 21 | Masculino | 35,23 | 35,2 | 0,09 |

Obtenidos los datos de la Tabla 4.5 Error de temperatura., se puede visualizar que las 30 personas de diferentes edades se encuentran en un rango adecuado, sin presenciar algún problema, los valores obtenidos en los errores en su gran mayoría su intervalo es casi imperceptible, y tan solo en pocas su rango de error es casi elevado de los demás.

#### 4.1.2.2 Margen de error de saturación de oxígeno

**Tabla 4.6** Error de saturación de oxígeno.

| Nro. | Edad | Sexo | Valor comercial | Valor prototipo | Error |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 23 | Masculino | 96 | 93 | 3,13 |
| 2 | 23 | Masculino | 95 | 96 | 1,05 |
| 3 | 24 | Femenino | 98 | 96 | 2,04 |
| 4 | 23 | Femenino | 95 | 95 | 0,00 |
| 5 | 26 | Masculino | 96 | 97 | 1,04 |
| 6 | 26 | Masculino | 97 | 95 | 2,06 |
| 7 | 27 | Masculino | 97 | 95 | 2,06 |
| 8 | 27 | Masculino | 96 | 95 | 1,04 |
| 9 | 23 | Masculino | 95 | 96 | 1,05 |
| 10 | 24 | Femenino | 98 | 96 | 2,04 |
| 11 | 23 | Masculino | 97 | 95 | 2,06 |
| 12 | 23 | Masculino | 96 | 95 | 1,04 |
| 13 | 24 | Masculino | 95 | 95 | 0,00 |
| 14 | 23 | Masculino | 95 | 96 | 1,05 |
| 15 | 23 | Masculino | 96 | 96 | 0,00 |
| 16 | 22 | Femenino | 96 | 95 | 1,04 |
| 17 | 25 | Masculino | 97 | 97 | 0,00 |
| 18 | 26 | Masculino | 95 | 95 | 0,00 |
| 19 | 23 | Femenino | 97 | 95 | 2,06 |
| 20 | 23 | Masculino | 97 | 96 | 1,03 |
| 21 | 22 | Femenino | 95 | 95 | 0,00 |
| 22 | 24 | Masculino | 95 | 95 | 0,00 |
| 23 | 28 | Femenino | 96 | 96 | 0,00 |
| 24 | 27 | Masculino | 97 | 94 | 3,09 |
| 25 | 25 | Masculino | 96 | 94 | 2,08 |
| 26 | 48 | Femenino | 96 | 96 | 0,00 |
| 27 | 21 | Femenino | 98 | 94 | 4,08 |
| 28 | 20 | Femenino | 95 | 94 | 1,05 |
| 29 | 24 | Maculino | 96 | 96 | 0,00 |
| 30 | 21 | Masculino | 94 | 96 | 2,13 |

En las medidas de saturación de oxígeno mostradas en la Tabla 4.6 Error de saturación de oxígeno., dependiendo del error obtenido los resultados son aún mejores que en la Tabla 4.5 Error de

temperatura. (temperatura), su intervalo de error es en algunos casos 0, coincidiendo los valores comerciales con los del prototipo, dando a entender que el sensor está trabajando de manera eficiente, dando datos sumamente confiables.

#### 4.1.2.3 Margen de error de frecuencia cardíaca

**Tabla 4.7** Error de frecuencia cardíaca.

| Nro. | Edad | Sexo | Valor comercial | Valor prototipo | Error |
|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 23 | Masculino | 67 | 64,67 | 3,48 |
| 2 | 23 | Masculino | 66 | 65,33 | 1,02 |
| 3 | 24 | Femenino | 92 | 64,5 | 29,89 |
| 4 | 23 | Femenino | 84 | 65,17 | 22,42 |
| 5 | 26 | Masculino | 96 | 64,67 | 32,64 |
| 6 | 26 | Masculino | 62 | 62,9 | 1,45 |
| 7 | 27 | Masculino | 62 | 65 | 4,84 |
| 8 | 27 | Masculino | 83 | 62,67 | 24,49 |
| 9 | 23 | Masculino | 63 | 59,77 | 5,13 |
| 10 | 24 | Femenino | 71 | 66,67 | 6,10 |
| 11 | 23 | Masculino | 75 | 65,67 | 12,44 |
| 12 | 23 | Masculino | 73 | 65,43 | 10,37 |
| 13 | 24 | Masculino | 57 | 57,67 | 1,18 |
| 14 | 23 | Masculino | 90 | 67,33 | 25,19 |
| 15 | 23 | Masculino | 55 | 63,67 | 15,76 |
| 16 | 22 | Femenino | 64 | 61,33 | 4,17 |
| 17 | 25 | Masculino | 63 | 73 | 15,87 |
| 18 | 26 | Masculino | 67 | 62 | 7,46 |
| 19 | 23 | Femenino | 78 | 64,75 | 16,99 |
| 20 | 23 | Masculino | 78 | 60,77 | 22,09 |
| 21 | 22 | Femenino | 89 | 60,33 | 32,21 |
| 22 | 24 | Masculino | 52 | 63,08 | 21,31 |
| 23 | 28 | Femenino | 61 | 63,9 | 4,75 |
| 24 | 27 | Masculino | 61 | 61,33 | 0,54 |
| 25 | 25 | Masculino | 67 | 70 | 4,48 |
| 26 | 48 | Femenino | 74 | 62,32 | 15,78 |
| 27 | 21 | Femenino | 72 | 64 | 11,11 |
| 28 | 20 | Femenino | 82 | 64,77 | 21,01 |
| 29 | 24 | Masculino | 82 | 71 | 13,41 |
| 30 | 21 | Masculino | 67 | 67,67 | 1,00 |

En el caso de la frecuencia cardiaca (Tabla 4.7 Error de frecuencia cardíaca.) no se podría decir lo mismo los datos registrados como los obtenidos con los dispositivos comerciales en algunos casos varía de sobre manera, dando a entender que la calibración de dicho sensor pudo estar defectuosa, o los factores ambientales como: el movimiento pudo causar el desfase entre las medidas realizadas.

## 4.2 Diseño y estructuración del dispositivo

Como parte del rediseño del dispositivo, se busca optimizar su funcionamiento, para ello se realiza una selección entre varios componentes y sus características, que van desde microcontroladores (Tabla 4.8**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**), Sensores de temperatura (Tabla 4.9 Comparación de características para la selección del sensor de temperatura), sensores de frecuencia cardiaca/saturación de oxígeno (Tabla 4.10 Comparación de características para la selección del sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.) y sensores de presión arterial (Tabla 4.11 ).

**Tabla 4.8** Comparación de características para la selección del microcontrolador

| **Microcontrolador** | **Especificaciones** | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|
| | Voltaje | Corriente | Memoria SRAM | Memoria flash | EPROM | WIFI |
| ESP8266 NodeMCU V2 | 3.3V | 15µA-400mA | 64 KB | 4 MB | 512 bytes | Si |
| ESP32 NodeMCU | 3.3V | 20mA-240mA | 520 KB | 4 MB | - | Si |
| Arduino UNO WIFI R2 | 5V | 50mA-150mA | 6 KB | 48 KB | 256 bytes | Si |

**Tabla 4.9** Comparación de características para la selección del sensor de temperatura.

| **Sensor de temperatura** | **Especificaciones** | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | Voltaje | Corriente | Temperatura | Precisión | Salida |
| LM335 | 2.98V | 400µA – 5mA | 1°C – 200°C | ±0.8% | Análoga |
| MLX90614 | 3.3V – 5V | 2mA | -40°C – 170°C | ±0.5% | Digital |
| AD590 | 4V – 30V | 289.2µA | -50°C – 150°C | ±0.5% | Análoga |

**Tabla 4.10** Comparación de características para la selección del sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno**.**

| **Sensor FC y SpO2** | **Especificaciones** | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | Voltaje | Corriente | Longitud de onda | Resolución ADC | Leds incorporados |
| Max30102 | 1.8V – 3.3V | 1200µA | IR led: 870nm – 900nm<br>Led rojo: 650nm – 670nm | 18 bits | Infrarrojo y rojo |
| 2 Amped | 3V – 5V | 4000µA | IR led: 609nm | 12 bits | Infrarrojo |
| Grove | 2.7V – 5V | 1000µA | Led verde: 525nm | 12 bits | Verde |

**Tabla 4.11** Comparación de características para la selección del sensor de presión.

| **Sensor presión arterial** | **Especificaciones** | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| | Voltaje | Corriente | Precisión | Rango de medida | Temperatura |
| MPX5010DP | - | 5mA | ±2.5% | 0 – 10 kPa | -40°C – 125°C |
| MPX5050DP | 5V – 5.25V | 5mA | ±2.5% | 0 – 50 kPa | -40°C – 125°C |
| ASCX05DN | 0.2V – 4.7V | 4mA | ±2.7% | 0 – 40 kPa | -40°C – 80°C |

Para la selección de cada componente se utiliza la ponderación de criterios, los parámetros que se debe tomar en cuenta son:

- Comunicación: Fácil comunicación con el software tanto para el envio y recepción de datos.
- Ergonomía: Comodidad y eficiencia en el uso de los componentes.
- Disponibilidad: Componentes de fácil adquisición en el mercado local.
- Fiabilidad: Que los componentes funcionen de manera constante y segura.

En la Tabla 4.12 Ponderación de criterios. se desarrolla el respectivo análisis cuantitativo de cada parámetro de acuerdo a la importancia de cada componente en el dispositivo.

**Tabla 4.12** Ponderación de criterios.

| | Comunicación | Ergonomía | Disponibilidad | Fiabilidad | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Comunicación | - | 1 | 1 | 0.5 | 3.5 | 0.39 |
| Ergonomía | 0 | - | 0.5 | 0 | 1.5 | 0.17 |
| Disponibilidad | 0 | 0.5 | - | 0.5 | 2 | 0.22 |
| Fiabilidad | 0.5 | 0 | 0.5 | - | 2 | 0.22 |
| | | Total | | | 9 | 1 |

Con la ponderación de cada parámetro, se realiza una matriz comparativa entre dichos parámetros y cada componente.

**Tabla 4.13** Ponderación del parámetro de comunicación en los micros controladores**.**

| Comunicación | ESP8266 NodeMCU V2 | ESP32 NodeMCU | Arduino UNO WIFI R2 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| ESP8266 NodeMCU V2 | - | 0.5 | 1 | 2.5 | 0.42 |
| ESP32 NodeMCU | 0.5 | - | 1 | 2.5 | 0.42 |
| Arduino UNO WIFI R2 | 0 | 0 | - | 1 | 0.16 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.14** Ponderación del parámetro de comunicación en los sensores de temperatura**.**

| Comunicación | LM335 | MLX90614 | AD590 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| LM335 | - | 0 | 0.5 | 1.5 | 0.25 |
| MLX90614 | 1 | - | 1 | 3 | 0.50 |
| AD590 | 0.5 | 0 | - | 1.5 | 0.25 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.15** Ponderación del parámetro de comunicación en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

| Comunicación | Max30102 | 2 Amped | Grove | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| Max30102 | - | 0.5 | 1 | 2.5 | 0.42 |
| 2 Amped | 0.5 | - | 0.5 | 2 | 0.33 |
| Grove | 0 | 0.5 | - | 1.5 | 0.25 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.16** Ponderación del parámetro de comunicación en los sensores de presión arterial**.**

| Comunicación | MPX5010DP | MPX5050DP | ASCX05DN | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| MPX5010DP | - | 0.5 | 1 | 2.5 | 0.42 |
| MPX5050DP | 0.5 | - | 1 | 2.5 | 0.42 |
| ASCX05DN | 0 | 0 | - | 1 | 0.16 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.17** Ponderación del parámetro de ergonomía en los micros controladores**.**

| Ergonomía | ESP8266 NodeMCU V2 | ESP32 NodeMCU | Arduino UNO WIFI R2 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| ESP8266 NodeMCU V2 | - | 0 | 1 | 2 | 0.33 |
| ESP32 NodeMCU | 1 | - | 1 | 3 | 0.50 |
| Arduino UNO WIFI R2 | 0 | 0 | - | 1 | 0.17 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.18** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de temperatura**.**

| Ergonomía | LM335 | MLX90614 | AD590 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| LM335 | - | 0.5 | 0.5 | 2 | 0.33 |
| MLX90614 | 0.5 | - | 0.5 | 2 | 0.33 |
| AD590 | 0.5 | 0.5 | - | 2 | 0.33 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.19** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

| Ergonomía | Max30102 | 2 Amped | Grove | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| Max30102 | - | 0.5 | 1 | 2.5 | 0.42 |
| 2 Amped | 0.5 | - | 0.5 | 2 | 0.33 |
| Grove | 0 | 0.5 | - | 1.5 | 0.25 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.20** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de presión arterial.

| Ergonomía | MPX5010DP | MPX5050DP | ASCX05DN | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| MPX5010DP | - | 0.5 | 1 | 2.5 | 0.42 |
| MPX5050DP | 0.5 | - | 1 | 2.5 | 0.42 |
| ASCX05DN | 0 | 0 | - | 1 | 0.16 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.21** Ponderación del parámetro de ergonomía en el microcontrolador.

| Disponibilidad | ESP8266 NodeMCU V2 | ESP32 NodeMCU | Arduino UNO WIFI R2 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| ESP8266 NodeMCU V2 | - | 0 | 0 | 1 | 0.16 |
| ESP32 NodeMCU | 1 | - | 0.5 | 2.5 | 0.42 |
| Arduino UNO WIFI R2 | 1 | 0.5 | - | 2.5 | 0.42 |
| | **Total** | | | 6 | 1 |

**Tabla 4.22** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de temperatura**.**

| Disponibilidad | LM335 | MLX90614 | AD590 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| LM335 | - | 0 | 0.5 | 1.5 | 0.25 |
| MLX90614 | 1 | - | 1 | 3 | 0.50 |
| AD590 | 0.5 | 0 | - | 1.5 | 0.25 |
| | **Total** | | | 6 | 1 |

**Tabla 4.23** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

| Disponibilidad | Max30102 | 2 Amped | Grove | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| Max30102 | - | 1 | 1 | 3 | 0.50 |
| 2 Amped | 0 | - | 0.5 | 1.5 | 0.25 |
| Grove | 0 | 0.5 | - | 1.5 | 0.25 |
| | **Total** | | | 6 | 1 |

**Tabla 4.24** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de presión arterial.

| Disponibilidad | MPX5010DP | MPX5050DP | ASCX05DN | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| MPX5010DP | - | 0 | 1 | 2 | 0.33 |
| MPX5050DP | 1 | - | 1 | 3 | 0.50 |
| ASCX05DN | 0 | 0 | - | 1 | 0.17 |
| | **Total** | | | 6 | 1 |

**Tabla 4.25** Ponderación del parámetro de ergonomía en los micros controladores.

| Fiabilidad | ESP8266 NodeMCU V2 | ESP32 NodeMCU | Arduino UNO WIFI R2 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| ESP8266 NodeMCU V2 | - | 0.5 | 0.5 | 2 | 0.33 |
| ESP32 NodeMCU | 0.5 | - | 0.5 | 2 | 0.33 |
| Arduino UNO WIFI R2 | 0.5 | 0.5 | - | 2 | 0.33 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.26** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de temperatura.

| Fiabilidad | LM335 | MLX90614 | AD590 | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| LM335 | - | 0 | 0 | 1 | 0.16 |
| MLX90614 | 1 | - | 0.5 | 2.5 | 0.42 |
| AD590 | 1 | 0.5 | - | 2.5 | 0.42 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.27** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

| Fiabilidad | Max30102 | 2 Amped | Grove | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| Max30102 | - | 1 | 1 | 3 | 0.50 |
| 2 Amped | 0 | - | 0.5 | 1.5 | 0.25 |
| Grove | 0 | 0.5 | - | 1.5 | 0.25 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

**Tabla 4.28** Ponderación del parámetro de ergonomía en los sensores de presión arterial.

| Fiabilidad | MPX5010DP | MPX5050DP | ASCX05DN | $\sum +1$ | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|
| MPX5010DP | - | 0.5 | 1 | 2.5 | 0.42 |
| MPX5050DP | 0.5 | - | 1 | 2.5 | 0.42 |
| ASCX05DN | 0 | 0 | - | 1 | 0.16 |
| | | **Total** | | 6 | 1 |

Para finalizar, en la Tabla 4.29 Resultado de las ponderaciones para microcontroladores.Tabla 4.32 Resultado de las ponderaciones para sensor de presión arterial. se presenta la matriz comparativa de los diferentes componentes con los parámetros establecidos de modo que se pueda hacer una selección más eficiente.

**Tabla 4.29** Resultado de las ponderaciones para microcontroladores.

| | Comunicación | Ergonomía | Disponibilidad | Fiabilidad | Total | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|---|
| ESP8266 NodeMCU V2 | 0.39*0.42 | 0.17*0.33 | 0.22*0.16 | 0.22*0.33 | 0.33 | 0.33 |
| ESP32 NodeMCU | 0.39*0.42 | 0.17*0.5 | 0.22*0.42 | 0.22*0.33 | 0.41 | **0.41** |
| Arduino UNO WIFI R2 | 0.39*0.16 | 0.17*0.17 | 0.22*0.42 | 0.22*0.33 | 0.26 | 0.26 |

**Tabla 4.30** Resultado de las ponderaciones para sensor de temperatura.

| | Comunicación | Ergonomía | Disponibilidad | Fiabilidad | Total | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|---|
| LM335 | 0.39*0.25 | 0.17*0.33 | 0.22*0.25 | 0.22*0.16 | 0.24 | 0.24 |
| MLX90614 | 0.39*0.50 | 0.17*0.33 | 0.22*0.5 | 0.22*0.42 | 0.45 | **0.46** |
| AD590 | 0.39*0.25 | 0.17*0.33 | 0.22*0.25 | 0.22*0.42 | 0.30 | 0.30 |

**Tabla 4.31** Resultado de las ponderaciones para sensor de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno.

| | Comunicación | Ergonomía | Disponibilidad | Fiabilidad | Total | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|---|
| Max30102 | 0.39*0.42 | 0.17*0.42 | 0.22*0.5 | 0.22*0.5 | 0.46 | **0.46** |
| 2 Amped | 0.39*0.33 | 0.17*0.33 | 0.22*0.25 | 0.22*0.25 | 0.29 | 0.29 |
| Grove | 0.39*0.25 | 0.17*0.25 | 0.22*0.25 | 0.22*0.25 | 0.25 | 0.25 |

**Tabla 4.32** Resultado de las ponderaciones para sensor de presión arterial.

| | Comunicación | Ergonomía | Disponibilidad | Fiabilidad | Total | Ponderación |
|---|---|---|---|---|---|---|
| MPX5010DP | 0.39*0.42 | 0.17*0.42 | 0.22*0.33 | 0.22*0.42 | 0.40 | 0.40 |
| MPX5050DP | 0.39*0.42 | 0.17*0.42 | 0.22*0.50 | 0.22*0.42 | 0.44 | **0.44** |
| ASCX05DN | 0.39*0.16 | 0.17*0.16 | 0.22*0.17 | 0.22*0.16 | 0.16 | 0.16 |

De acuerdo al análisis de las especificaciones de los diferentes componentes, se ha realizado la respectiva selección de modo que se asegure un equilibrio entre desempeño, costo y facilidad de implementación. Los componentes seleccionados para microcontrolador, sensor de temperatura, sensor de frecuencia cardiaca, sensor de presión arterial son ESP32 NodeMCU, MLX90614, Max30102 y MPX5050DP respectivamente.

## 4.3 Especificaciones

A continuación, se realiza una descripción de los diferentes componentes que conforman el dispositivo para la medición de signos vitales.

### 4.3.1 Microcontrolador ESP32 NodeMCU

El microcontrolador ESP32 NodeMCU que se muestra en la Fig. 4.2 Placa ESP32 [45]., funciona como el núcleo del proyecto, gestionando la recolección y procesamiento de la información proveniente de los sensores. Su conectividad WiFi y Bluetooth posibilita la transmisión de datos en tiempo real, facilitando tanto el monitoreo continuo de los signos vitales como su almacenamiento para análisis posteriores.

**Fig. 4.2** Placa ESP32 [45].

### 4.3.2 Sensor de temperatura MLX90614

EL sensor MLX90614 (ver Fig. 4.3 Sensor de temperatura MLX90614 [46].) se utiliza para medir la temperatura de los pacientes, el cual no necesita de contacto físico para realizar la medición. Mediante su interfaz digital I2C proporciona lecturas precisas y rápidas.

**Fig. 4.3** Sensor de temperatura MLX90614 [46].

### 4.3.3 Sensor de frecuencia cardiaca y SpO2 Max30102

El sensor Max30102 que se muestra en la Fig. 4.4 Sensor Max30102 [47]., permite medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) de forma no invasiva. Mediante tecnología óptica con LED y fotodiodos permite detectar variaciones en el flujo sanguíneo, proporcionando datos precisos y en tiempo real.

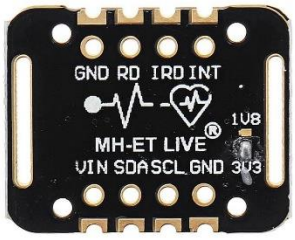



**Fig. 4.4** Sensor Max30102 [47].

### 4.3.4 Sensor de presión arterial MPX5050DP

El sensor MPX5050DP (ver Fig. 4.5 Sensor MPX5050DP [48].) convierte la presión arterial en una señal analógica lineal que es procesada por el microcontrolador ESP32 NodeMCU. Esto permite medir en tiempo real la presión arterial.

**Fig. 4.5** Sensor MPX5050DP [48].

### 4.3.5 Módulo bluetooth HC05

El módulo Bluetooth HC05 facilita la transmisión inalámbrica de datos entre el microcontrolador ESP32 NodeMCU y dispositivos externos. En el dispositivo planteado, permite enviar en tiempo real las mediciones de los sensores a la aplicación móvil desarrollada. En la Fig. 4.6 Módulo bluetooth HC05 [49]. se muestra componente con su respectivos pines.

**Fig. 4.6** Módulo bluetooth HC05 [49].

### 4.3.6 Controlador de motor DC MINI L298

El Controlador de motor DC MINI L298 es un módulo de doble puente H que permite regular la velocidad y dirección del motor DC mediante señales digitales. En el dispositivo, se integra con el

microcontrolador para accionar mecanismos que requieren movimientos precisos, facilitando ajustes automáticos y mejorando la funcionalidad del sistema.

### 4.3.7 Diagrama de conexiones

A continuación, se presenta el diagrama de conexiones del dispositivo en dónde se muestra cómo se integran los sensores de signos vitales con el microcontrolador ESP32 NodeMCU, junto con los módulos de comunicación y alimentación como se muestra en la Fig. 4.7 Diagrama de conexiones., lo que garantiza una transmisión de datos precisa y en tiempo real.

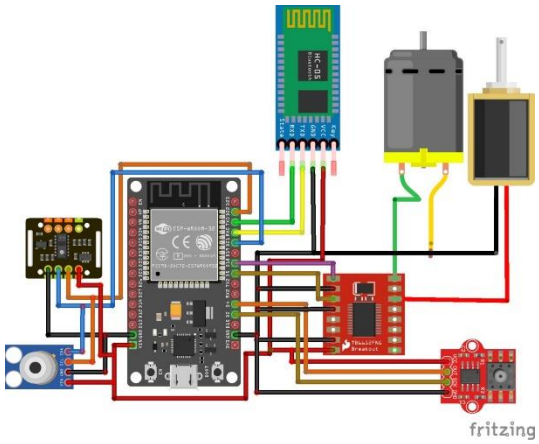



**Fig. 4.7** Diagrama de conexiones.

## 4.4 Aplicación móvil

Se desarrolló una aplicación móvil utilizando App Inventor, una plataforma de desarrollo visual que permite crear aplicaciones Android de manera intuitiva. La aplicación tiene como funcionalidad recibir e indicar datos en tiempo real proveniente de un dispositivo medidor de signos vitales (figura del dispositivo), además de poseer una base de datos local, la comunicación entre y la aplicación se realiza mediante bluetooth, lo que garantiza la transmisión inalámbrica y eficiente.

### 4.4.1 Funcionalidades de la aplicación

- Conexión Bluetooth: Permite al usuario emparejar y conectar el dispositivo medidor de signos vitales con el teléfono móvil.
- Recepción de datos en tiempo real: La aplicación recibe y muestra los datos de temperatura, oximetría y presión arterial enviados por el dispositivo.
- Almacenamiento en TinyDB: Los datos recibidos se almacenan en la base de datos local.
- Interfaz intuitiva: La interfaz está diseñada con el fin de que se pueda entender a pesar de ser la primera vez utilizándola, de manera que sea amigable con el usuario en su uso.

### 4.4.2 Interfaz del usuario

Para empezar con la interfaz de usuario, de inicio se debe ingresar a la página de App Inventor, dicha página nos dará la opción de crear nuevos proyectos referidos a las aplicaciones móviles, una vez realizado este pasó, podemos encontrar varias opciones para empezar a crear la aplicación tanto como botones, indicadores de texto, insertar imágenes, etc.

En este caso primero se optó por crear una pantalla de carga como se muestra en la Fig. 4.8 Pantalla de carga., en donde se da la información de:

- Título de trabajo de grado
- Logo de la institución universitaria
- Director del trabajo
- Autor de trabajo
- Fecha de lanzamiento de aplicación

**Fig. 4.8** Pantalla de carga.

Una vez realizada la pantalla de carga, seguidamente se procede a realizar la interfaz de usuario, en donde se recibirán y visualizarán los datos recibidos por los diferentes sensores, así como también la programación de cada uno de los botones y de la comunicación con el dispositivo medidor de signos vitales, de igual forma se tomó en cuenta para los colores de la aplicación que se correlaciones con los de la institución universitario dando una apariencia simple pero eficaz.

Una vez terminada la interfaz de usuario (véase la Fig. 4.9 Interfaz de Usuario.) se puede considerar que está conformada por los siguientes componentes:

- Título de trabajo de grado
- Botones de conexión/desconexión de comunicación bluetooth
- Indicador de saturación (%) y pulso (BPM)
- Botón para iniciar la medición de saturación y pulso.
- Indicador de temperatura (°C)
- Botón para iniciar la medición de temperatura
- Indicador de presión arterial (mmHg)
- Botón para iniciar la medición de presión arterial.

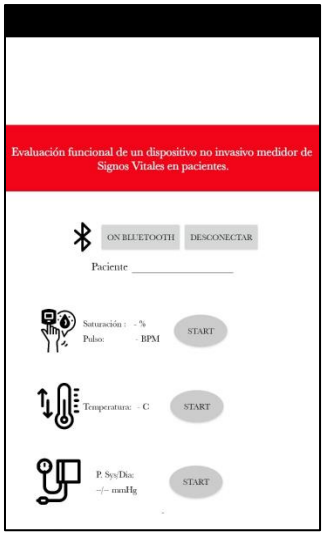



**Fig. 4.9** Interfaz de Usuario.

Uno del beneficio de App Inventor no solo es que se puede realizar una interfaz de una manera práctica, sino que de igual forma para su programación se utiliza bloques los cuales cumplen las mismas funciones que líneas de código, y que además presenta varias funciones para agregar y que se relacionen con nuestros botones y datos recibidos en este caso la comunicación por bluetooth y también la base de datos local como se muestra en la Fig. 4.10 Programación por bloques de al App Móvil..

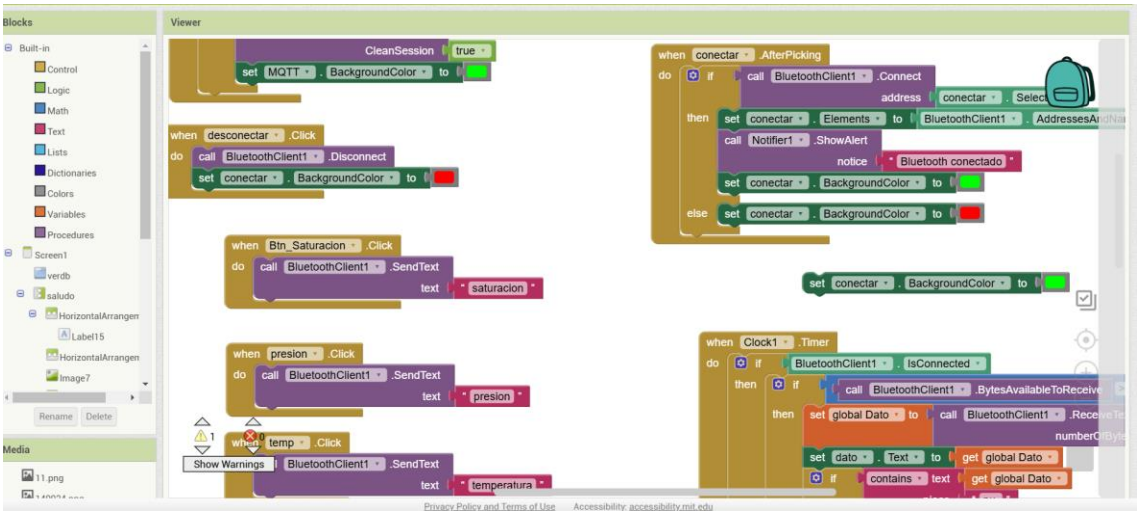



**Fig. 4.10** Programación por bloques de al App Móvil.

## 4.5 Base de datos

Para el desarrollo de un sistema de monitorización de signos vitales, se ha diseñado e implementado una base de datos local utilizando TinyDB como método de almacenamiento en una aplicación móvil creada con App Inventor. Esta base de datos (ver Fig. 4.11 Tiny DB.) tiene el propósito de gestionar eficientemente la información recopilada por el dispositivo medidor de signos vitales, facilitando su posterior consulta a varios datos si así se desea.

**Fig. 4.11** Tiny DB.

El sistema está compuesto por tres elementos fundamentales (ver Fig. 4.12 Arquitectura base de datos.):

- Dispositivo medidor de signos vitales: Se encarga de capturar los parámetros fisiológicos como la saturación, frecuencia, temperatura y presión arterial.
- Aplicación móvil: Diseñada en App Inventor, proporciona la interfaz de usuario para la recepción, visualización y almacenamiento de los datos enviados por el dispositivo.
- Base de datos TinyDB: implementada dentro de la aplicación para el almacenamiento local de la información capturada.

**Fig. 4.12** Arquitectura base de datos.

La interconexión entre el dispositivo y la aplicación móvil se realiza mediante Bluetooth, esto le permite la transmisión en tiempo real de los datos obtenidos (ver Fig. 4.13 Integración TinyDB en la interfaz.). Una vez recibidos, estos se procesan y alamacenan en la base de datos local, TinyDB es una base de datos no relacional, ligera y especialmente adecuada para aplicaciones moviles desarrolladas en App Inventor debido a su simplicidad y bajo consumo de recursos.

Para la implementacion de la base de datos en nuestro aplicación movil, es necesairo ingresar al entorno de App Inventor, y se debe localizar TinyDB en las opciones de almacenamiento y arrastrar hacia el area de diseño.

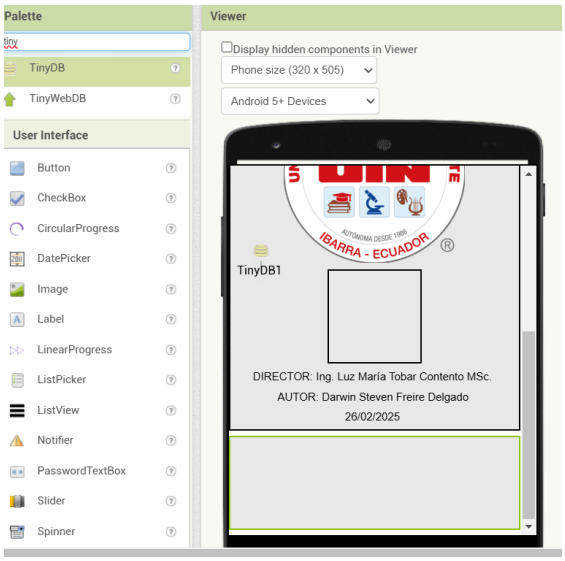



**Fig. 4.13** Integración TinyDB en la interfaz.

Cabe resaltar que este componente no es visible en la interfaz de usuariom pero su funcionalidad estará disponible en los bloques de programación para las diferentes funciones requeridas o que se le puede asignar, como se muestra en la Fig. 4.14 Base de datos dentro de la interfaz y diagrama de bloques..

**Fig. 4.14** Base de datos dentro de la interfaz y diagrama de bloques.

## 4.6 Ensamblaje del prototipo

### 4.6.1 Placa PCB

En esta sección se presenta el diseño del circuito PCB, ilustrado en la Fig. 4.15 Pistas de conexiones de los diferentes dispositivos., el cual permite una distribución óptima de los espacios para la ubicación de los componentes electrónicos, evita el cruce de pistas y brinda una mayor protección al sistema.

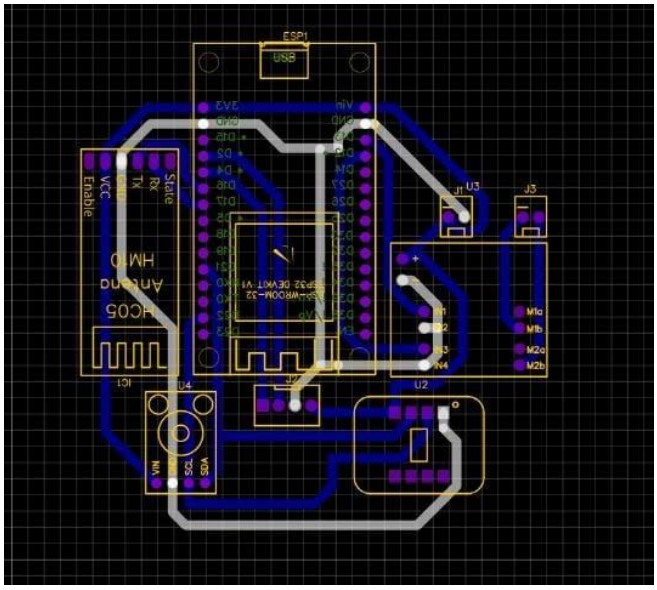



**Fig. 4.15** Pistas de conexiones de los diferentes dispositivos.

Para la obtención de las pistas de la placa PCB mostrada en la Fig. 4.16 Placa PCB fresada y perforada.. Se emplea el método de fresado. Posteriormente, se realizan las perforaciones necesarias utilizando un taladro para posicionar los componentes electrónicos, los cuales son fijados mediante soldadura. La placa tiene dimensiones de 6.5 cm de largo y 7 cm de ancho.

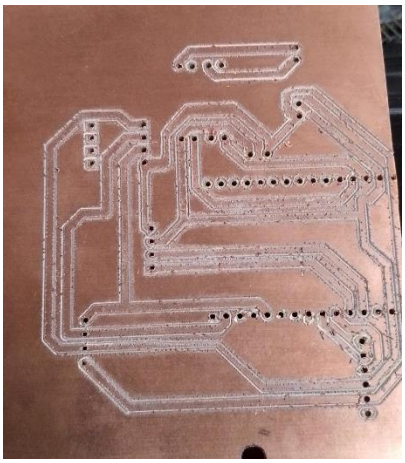


**Fig. 4.16** Placa PCB fresada y perforada.

### 4.6.2 Integración de todos los componentes

Para finalizar este proceso, se procede al ensamblaje del circuito, como se muestra en la Fig. 4.17 Proceso conexión componentes., con el objetivo de verificar su correcto funcionamiento. Esto incluye

la revisión de posibles errores del sistema electrónico, la comunicación, la lectura de datos provenientes de los sensores, la programación implementada y la correcta colocación de cada componente.

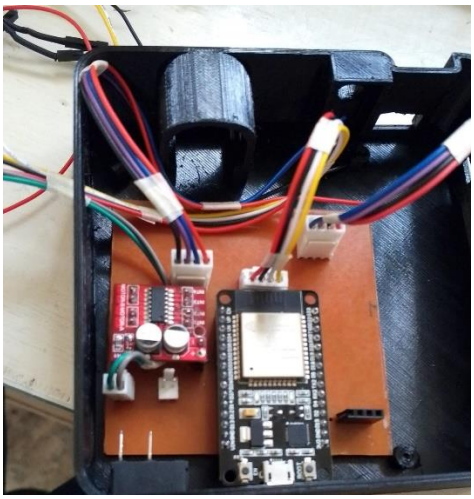


**Fig. 4.17** Proceso conexión componentes.

Una vez concluida la construcción del prototipo, tanto su estructura interna como externa quedaron como lo muestra la Fig. 4.18 Diseño final, (A) parte interna, (B) parte externa., La parte interna integra los componentes electrónicos, el circuito PCB y las conexiones necesarias, asegurando un funcionamiento óptimo del sistema. Por su parte, la estructura externa fue diseñada para brindar protección, ergonomía y estética, cumpliendo con los requisitos establecidos para su uso y manipulación. De esta manera, el prototipo se encuentra listo para las etapas de pruebas y validación.

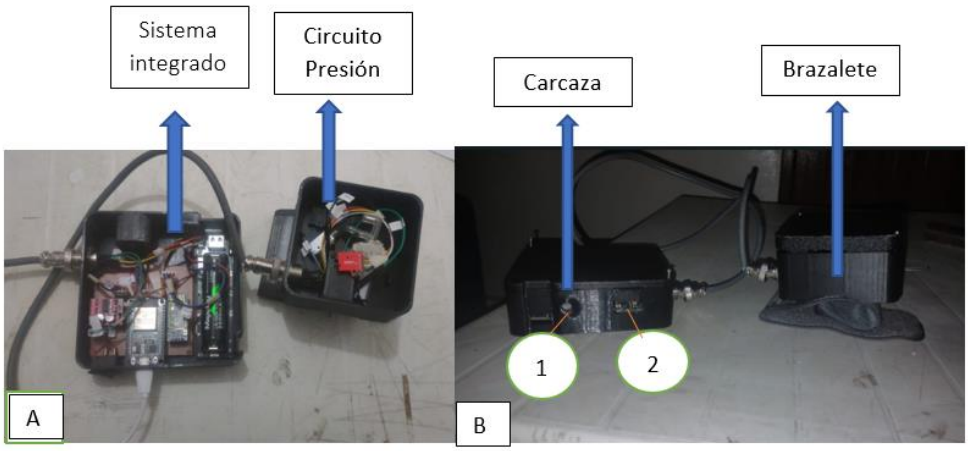



**Fig. 4.18** Diseño final, (A) parte interna, (B) parte externa.

# CONCLUSIONES

- A través de este estudio, se logró evaluar y analizar el desempeño del dispositivo en condiciones reales, identificando tanto su precisión como también sus limitaciones, los resultados obtenidos demuestran que el sistema es viable, pero aun requiere de ajuste y mejora, sentando la base para futuras investigaciones y desarrollos tecnológicos en el campo de la monitorización no invasiva.
- Se logró establecer el protocolo de funcionamiento de manera clara y estandarizada para la realización de pruebas en usuarios, este protocolo garantiza la consistencia y la confiabilidad de los datos recopilados durante la evaluación, este proceso facilito la ejecución del estudio.
- Se creó una base de datos local mediante una aplicación móvil donde los datos son guardados después de su medición en tiempo real, permitiendo así dar nuevas opciones para gestionar los resultados obtenidos, facilitando su análisis posterior.
- A partir de los resultados obtenidos y observando opciones a mejorar se propusieron mejoras específicas para optimizar el sistema electrónico del dispositivo entre ellas: reemplazar el microcontrolador con uno mejor y sensores a sus actualizaciones disponibles, dar autonomía al dispositivo con una celda de carga y una batería, conectar etiquetando el cableado y siguiendo las normas establecidas como colores, optimización de la programación y brindando una comunicación inalámbrica mediante un dispositivo móvil con una interfaz intuitiva y fácil de utilizar.

# RECOMENDACIONES

- Antes de utilizar cualquier dispositivo electrónico, nutrirse de conocimiento sobre el mismo para evitar daños que pueden causar perdida de dinero y tiempo, así como para su buen uso y funcionamiento.
- Es recomendable etiquetar los cables y seguir las normas de colores establecidas en las diferentes conexiones no solo para asegurar un mejor trabajo, si no también facilitando el mantenimiento del dispositivo y optimizando el tiempo para próximas mejoras.
- Es recomendable tener un código depurado, sin líneas excedentes que pueden causar el retraso al enviar señales o una sobrecarga de memoria para el microcontrolador que se esté utilizando.

# REFERENCIAS


[1] L. Goldman and A. I. Schafer, *Goldman-Cecil Medicine de Approach to the patient: History and physical examination*. Elsevier Health Sciences, 2019.

[2] C. Samir, "Optimización de un sistema mecatrónico para medición de signos vitales," ed. Ibarra, Ecuador: UTN, 2022.

[3] M. Makikawa, N. Shiozawa, and S. Okada, "Fundamentals of wearable sensors for the monitoring of physical and physiological changes in daily life," in *Wearable Sensors*: Elsevier, 2014, pp. 517-541.

[4] E. I. Tintín Durán, "Diseño y elaboración de un prototipo de monitor de signos vitales aplicando métodos no invasivos con comunicación de datos a dispositivos móviles," 2015.

[5] P. C. Herrería Grijalva and J. P. Navarrete Vallejos, "Diseño y construcción de una red de monitoreo de signos vitales en adultos mayores con deficiencia de movilidad," 2016.

[6] D. J. Olvera Téllez and J. U. González Escalona, "Diseño y construcción de un sistema de monitoreo de signos vitales," 2013.

[7] M. Pamela, "Sistema mecatrónico para la medición de signos vitales enfocado al control de enfermedades en personas de la tercera edad," ed. Ibarra, Ecuador: UTN, 2020.

[8] I. Durley-Torres, J. A. Guzmán-Luna, C. M. Barros-Ligan, and J. P. Gutiérrez-López, "Medición de parámetros de signos vitales para emisión de alertas móviles," *Revista Politécnica,* vol. 19, no. 37, pp. 43-56, 2023.

[9] V. Becerra-Tapia, V. Téllez-Victoria, G. R. Peñaloza-Mendoza, and M. S. Castro-Zenil, "Asistente de signos vitales para la atención prehospitalaria," *Pädi Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*, vol. 11, no. Especial2, pp. 152-160, 2023.

[10] K. F. Orellana Orellana and J. E. Palacio Parrales, "Desarrollo de un dispositivo que monitoree signos vitales en personas expuestas a bajas temperaturas," 2023.

[11] L. A. Guiracocha Quito and F. J. Lema Guallpa, "Diseño y desarrollo de un prototipo de bajo costo para adquisición y transmisión de signos vitales en adultos mayores de la parroquia San Bartolomé del cantón Sígsig," 2021.

[12] S. T. Muñoz and R. D. Manchay, "Musicoterapia en la mejora de signos vitales de prematuros en un hospital público," *Medicina naturista,* vol. 14, no. 2, pp. 18-22, 2020.

[13] J. L. Barisani, "Manejo de la frecuencia cardíaca en la insuficiencia cardíaca," *Insuficiencia cardíaca,* vol. 14, no. 3, pp. 88-95, 2019.

[14] S. D. Pérez Fernández, "Sistema electrónico de monitoreo de signos vitales y alertas de distanciamiento social para la prevención de enfermedades respiratorias," 2021.

[15] D. Caler González, "Análisis e implementación de sensores basados en métodos ópticos para la adquisición de constantes vitales," 2022.

[16] T. Gijón-Conde, M. Domenech, O. Bellver, and R. Luque, "Presión arterial," *Farm. comunitarios (Internet),* pp. 5-12, 2022.

[17] A. A. Arellano Chaluisa, "Diseño e implementación de un sistema no invasivo de monitoreo de la presión arterial y de la frecuencia cardiaca combinadas: implementación mecánica, óptica y electrónica del tensiómetro," 2022.

[18] D. De La Oms Para, "Especificaciones técnicas de la OMS para dispositivos automáticos de medición de la presión arterial no invasivos y con brazalete."

[19] P. A. Granizo Marcillo, "Implementación de un prototipo de un sistema de red biométrica para el control de saturación de oxígeno con la tecnología bluetooth," 2023.

[20] D. E. G. Ávila, V. I. R. Abdala, S. I. Delgado, R. S. Aréchiga, and J. R. G. Rodríguez, "Prototipo de nodo IoT para monitoreo de salud de temperatura corporal, ritmo cardiaco y saturación de oxígeno," *Difu100ci@, Revista de difusión científica, ingeniería y tecnologías,* vol. 16, no. 2, pp. 14-20, 2022.

[21] C. Vásquez-Velásquez *et al.*, "¿ La medición de hemoglobina es más costo-efectiva que el uso del hemograma automatizado?," *Revista Peruana de Investigación Materno Perinatal*, vol. 8, no. 2, pp. 27-39, 2019.
[22] S. K. Chuquitaype Villegas, "Saturación de oxígeno en sangre y frecuencia cardiaca ante el entrenamiento en el personal que asiste a los gimnasios, El Agustino 2019," 2021.
[23] M. A. A. Nicole, "Interfaz Gráfica De Usuario Para El Monitoreo En Tiempo Real De Parámetros Fisiológicos No Invasivos," 2022.
[24] D. I. Macas Sarabia, "Construcción de un dispositivo electrónico portable para la supervisión de signos vitales de personas alejadas a los servicios de salud," 2020.
[25] A. Callejas-Tavera, E. M. Minero-Re, and I. S. Domínguez, "Diseño y desarrollo de un prototipo de monitoreo de signos vitales portátil para la atención básica en comunidades de difícil acceso," 2018, vol. 5, 1 ed., pp. 266-269.
[26] T. A. Rivera-Román, E. Morales-Crespo, M. Díaz-Padilla, and J. R. Maestre-Rendon, "Algoritmo de procesamiento de imágenes en dispositivos móviles para la obtención de parámetros fisiológicos en tiempo real," 2017, vol. 4, 1 ed., pp. 358-362.
[27] V. S. Pérez and P. G. P. Cárdenas, "Diseño de un diccionario de atributos técnicos de los dispositivos médicos de riesgo lla y llb para la Fundación Hospital Pediátrico La Misericordia-HOMI de Bogotá, Colombia," 2024.
[28] G. Cárdenas Orduz, "Intervenciones del cuidado de enfermería a pacientes con dispositivos invasivos: revisión narrativa," 2022.
[29] M. P. Rueda Prada, "Plan de avance al proceso de internacionalización de los dispositivos médicos en QualityMedical en países como: Ecuador, Perú, México y Panamá para el año 2023," 2024.
[30] X. Liu, J. Fromm, S. Patel, and D. McDuff, "Multi-task temporal shift attention networks for on-device contactless vitals measurement," *Advances in Neural Information Processing Systems*, vol. 33, pp. 19400-19411, 2020.
[31] A. Javadpour and H. Memarzadeh-Tehran, "A wearable medical sensor for provisional healthcare," 2015: IEEE, pp. 293-296.
[32] R. M. Burbano Parra, "Protocolo de Metrología para monitores de Signos Vitales Multiparamétricos," 2024.
[33] A. M. Vargas Carrillo, "Análisis cualitativo de las necesidades de calibración en laboratorios de metrología," 2022.
[34] M. F. Ventura Quiroga, "Gestión de la tecnovigilancia y calidad del servicio de dispositivos médicos en trabajadores de la Droguería Multimedical Supplies, 2021," 2021.
[35] I. Castellano González, "Estudio de precisión de sensores de bajo coste para la monitorización de presas," 2023.
[36] J. E. Jurado Palacios, "Modelo de sistema de información para la implementación de sistemas de soporte a la toma de decisiones Caso Agencia Nacional de Regulación Control y Vigilancia Sanitaria Ecuador," 2020.
[37] S. E. Inen, "Servicio Ecuatoriano de Normalización INEN," ed: Recuperado el, 2021.
[38] R. Q. Marino, "¿ La Agencia de Medicamentos de Estados Unidos (FDA) toma decisiones científicas?," *Ozone Therapy Global Journal*, vol. 11, no. 1, pp. 323-326, 2022.
[39] C. F. Díaz Vanegas, "Inducción al mercado hispanoamericano de dispositivos quirúrgicos para insumos hospitalarios quality medical," 2019.
[40] G. S. Stergiou *et al.*, "Recommendations and Practical Guidance for performing and reporting validation studies according to the Universal Standard for the validation of blood pressure measuring devices by the Association for the Advancement of Medical Instrumentation/European Society of Hypertension/International Organization for Standardization (AAMI/ESH/ISO)," *Journal of Hypertension*, vol. 37, no. 3, pp. 459-466, 2019.
[41] L. A. C. Santillán, M. G. Ginestà, and Ó. P. Mora, "Bases de datos en MySQL," *Universitat oberta de Catalunya*, 2014.

[42] C. Kevin, "Dispositivo de estimulación cognitiva para pacientes con parálisis cerebral," ed. Ibarra, Ecuador: UTN, 2023.
[43] R. Edison, "Sistema de captura de movimiento para el análisis cinemático de la marcha humana asistida por un exoesqueleto," ed. Ibarra, Ecuador: UTN, 2023.
[44] H. Jean, "Dispositivo de apoyo para terapias de comunicación y aprendizaje en pacientes con parálisis cerebral," ed. Ibarra, Ecuador: UTN, 2021.
[45] M. R. S. Pereira, "A aplicação do microcontrolador ESP32 no ensino: Medindo posições em função do tempo utilizando o sensor VL53L0X associado ao ESP32," 2021.
[46] R. Lizán Ortiz, "Dispositivo de monitorización de temperatura," 2018.
[47] R. Gunawan, A. Andang, and M. Ridwan, "Performance comparison for hearth rate signal detection for different location in fingertip and wrist using sensor max30102," *Journal of Biomimetics, Biomaterials and Biomedical Engineering,* vol. 59, pp. 131-143, 2023.
[48] W. Kusuma and N. Elvyra, "Design of Heartbeat Detector Based on Pressure Sensor."
[49] S. Mehta, N. Saraff, S. S. Sanjay, and S. Pandey, "Automated agricultural monitoring and controlling system using hc-05 bt module," *International Research Journal Of Engineering And Technology (IRJET),* vol. 5, no. 5, 2018.

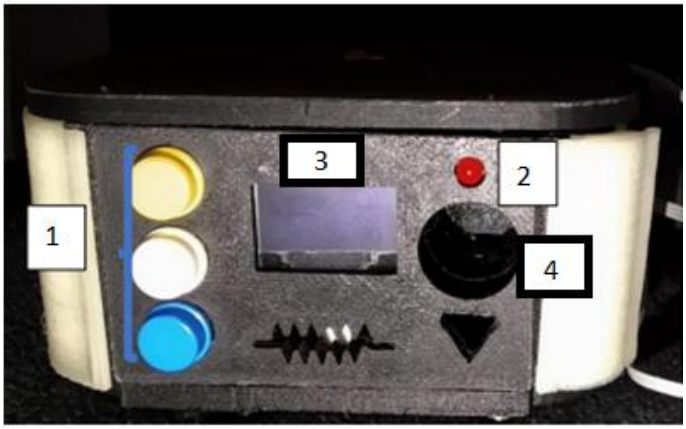
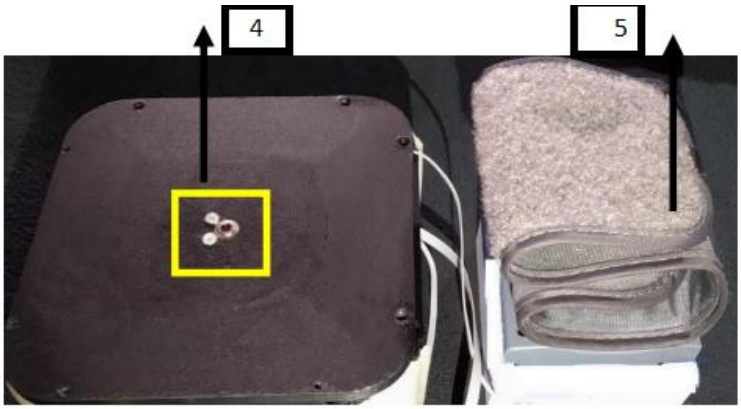
# ANEXOS

**Anexo 1:** Protocolo: Medición de signos vitales

| | |
|---|---|
| **Tema de tesis:**<br>Evaluación funcional de un dispositivo no invasivo medidor de signos vitales en pacientes. | |
| **Nombres del Tesista:** Freire Delgado Darwin Steven<br>**Nombre del director de tesis:** MSc. Luz María Tobar Subía Contento | |
| **Objetivo general** | - Evaluar el sistema electrónico del dispositivo no invasivo medidor de signos vitales en pacientes. |
| **Objetivos específicos** | - Definir los protocolos de funcionamiento para realizar las pruebas en usuarios.<br>- Crear una base de datos para el almacenamiento de la información de los pacientes.<br>- Validar el funcionamiento del sistema y sus distintos sensores.<br>- Proponer las mejoras respectivas en el sistema electrónico. |
| **Preguntas de investigación** | - ¿Cómo afecta la edad de las personas en los resultados de sus pruebas?<br>- ¿La posición de la mano y dedo son las adecuadas para obtener mejores resultados? |

| **Metodología de la Investigación** | |
|---|---|
| **Tipo de Investigación** | Documental y experimental |

| | |
|---|---|
| **Diseño de la**<br><br>**Investigación:** | El diseño de la investigación seguirá las siguientes etapas:<br><br>-Etapa 1: Investigación<br><br>-Etapa 2: Evaluación del dispositivo<br><br>-Etapa 3: Validación del dispositivo<br><br>-Etapa 4: Proponer mejoras, si es necesario. |
| **Universo** | Personas sanas, que no presenten enfermedades patológicas o preexistentes en un rango de edad de 18 a 25 años. |
| **Muestra**<br><br>Formula de obtención de la muestra si es el caso | 30 estudiantes. |
| **Método de recolección**<br><br>**de datos** | Medición no invasiva de los signos vitales |
| **Descripción** | En la imagen se observa el dispositivo utilizado para la medición no invasiva de signos vitales, compuesto por:<br><br>1. Botonera.<br>2. Led.<br>3. Pantalla Led.<br>4. Sensor de oxigenación y ritmo cardiaco.<br>5. Sensor de Temperatura Corporal<br>6. Tensiómetro: Presión Arterial |

| | |
|---|---|
| |  <br>  |

**MSc. Luz María Tobar**
**Directora de Tesis**

**Sr. Darwin Freire**
**Tesista**

**Nota:** A continuación, se debe adjuntar el instrumento de recolección de datos, así como el documento de consentimiento informado.

**Se tomará en cuenta para la investigación únicamente las personas que cumplan los siguientes requisitos:**

- No será necesario tener un rango de edad.
- No realizar ninguna actividad física extenuante por lo menos 30 minutos previo a la prueba.
- Estar en reposo 3 minutos, una vez se haya tomado asiento.
- No haber consumido ninguna sustancia que pueda alterar la función de sus signos vitales (bebidas que contentan cafeína).
- No haber consumido cualquier tipo de cigarrillo mínimo 30 minutos antes de la prueba.
- Mantenerse en reposo durante la prueba mientras se realiza la prueba.

**Registro de pacientes**

La persona que realice la prueba deberá recopilar la siguiente información personal de cada paciente y la información obtenida de las pruebas de sus diferentes signos vitales con el fin de llevar un registro que será utilizado para su validación.

- Correo Institucional
- Edad
- Sexo
    - Masculino
    - Femenino
- Frecuencia Cardíaca
- Presión Arterial
- Saturación de la sangre
- Temperatura corporal

**Procedimiento para la medición de los signos vitales.**

- Tener la parte de la muñeca y la mano lo más limpia posible.
- Encendemos el dispositivo por medio del interruptor.
- Realizar cada prueba siguiendo las indicaciones de los evaluadores.
- En cada una de las pruebas, una vez iniciada esta, deberá esperar a que los valores se muestren en la pantalla led.
- Una vez que el resultado se muestre en la pantalla el paciente podrá separarse del dispositivo.
- Deberá esperar 30 segundos para hasta comenzar la siguiente prueba y realizar el mismo procedimiento.

**CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN EL ESTUDIO.**

**Título de la investigación**: "EVALUACIÓN FUNCIONAL DE UN DISPOSITIVO NO INVASIVO MEDIDOR DE SIGNOS VITALES EN PACIENTES"

**Nombre del Investigador:** FREIRE DELGADO DARWIN STEVEN

**Descripción del estudio:**

El control de los signos vitales utiliza distintos equipos para la medición es por ello por lo que se ha implementado un sistema no invasivo. El dispositivo funciona con un sensor de oximetría de pulso, el cual emite ondas infrarrojas hacia el dedo y posteriormente absorbidas por la sangre. La luz no absorbida es reflejada hacia un diodo receptor (fotodiodo), que expresa cuantitativamente dicha luz, obteniendo valores de 0 a 5V, con estas medidas de voltaje se realizan ecuaciones para diferentes rangos, capaces de predecir el nivel de los diferentes signos vitales.

**Manifiesto**

Yo, _____, con número de Cédula _____ejerciendo mi libre poder de elección y mi voluntariedad expresa, por este medio, doy mi consentimiento para participar en esta investigación.

He tenido tiempo suficiente para decidir mi participación, sin sufrir presión alguna y sin temor a represalias en caso de rechazar la propuesta abandonarla de creerlo necesario. Los datos obtenidos en esta investigación se manejarán de manera confidencial y para uso académico exclusivo, para lo cual expreso, por este medio, que doy mi consentimiento para participar en esta investigación.

**Consentimiento derecho de imagen**

Otorgo el consentimiento de reproducción y difusión de las imágenes y videos que se tomen en las pruebas del “Dispositivo para medir la cantidad de hemoglobina en sangre", en las cuales aparezca mi persona en el contexto de esta investigación que implica su inclusión en redes sociales, así como publicaciones y recopilatorios que se puedan editar posteriormente.

**Consentimiento Informado:** El paciente manifiesta que no tiene problema médico que le impida realizar esta prueba. ¿Está usted dispuesto a completar el examen que se le realizará a continuación?

Acepto No Acepto

Firma _____ Fecha_____

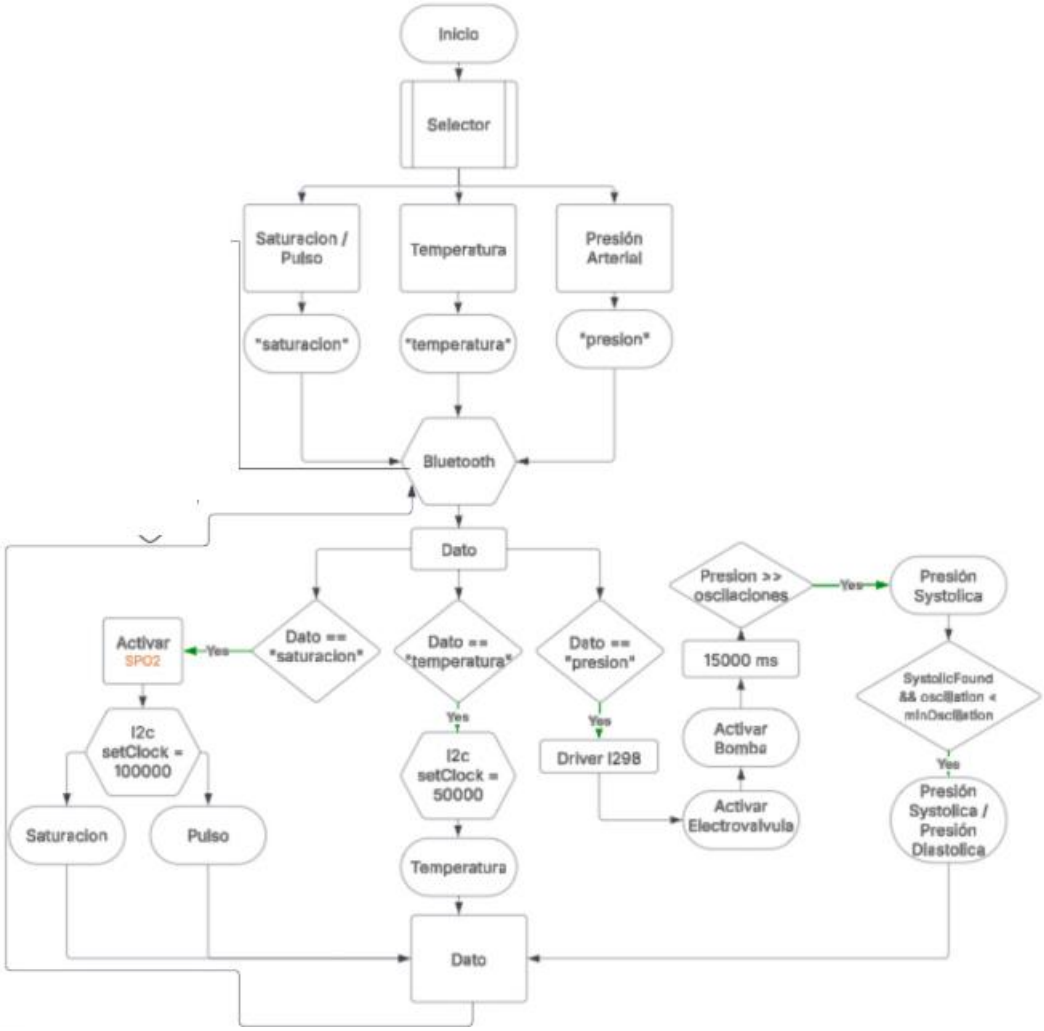
DARWIN STEVEN FREIRE DELGADO

Nombres y apellidos del investigador.

Firma _____ Fecha_____

**Anexo 2:** Diagrama de flujo dispositivo mejorado

Se detalla el diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo una vez realizado las mejoras y depurada el código a menos líneas y para diferente comunicación.




Nota: Fuente [Autor]

**Anexo 3:** Código de Programación

```
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include "spo2_algorithm.h"
#include <Adafruit_MLX90614.h>
#include <HX711.h>

#define DOUT 32
#define CLK 33
#define PIN_VALVULA 12
#define PIN_BOMBA 13
HX711 scale;



MAX30105 sensor;
uint32_t irBuffer[100]; // Infrared LED buffer
uint32_t redBuffer[100];  // Red LED buffer
int32_t spo2; // Saturación de oxígeno
int8_t validSPO2; // Flag de validez de la medición de SPO2
int32_t heartRate; // Ritmo cardíaco
int8_t validHR; // Flag de validez de la medición del ritmo cardíaco

// Crear una instancia del sensor MLX90614
Adafruit_MLX90614 mlx;

// Configuración de los pines para el Serial2, ajusta según tu ESP32
#define RXD2 16
#define TXD2 17

HardwareSerial SerialBT(2); // Usar el Serial2
```

```
void setup() {
  Serial.begin(115200); // Iniciar la comunicación serial a 115200 baudios
  SerialBT.begin(9600, SERIAL_8N1, RXD2, TXD2); // Iniciar el Serial2 a 115200 baudios
  Serial.println("SerialBT iniciado en Serial2");
  Wire.begin();  // Inicia el bus I2C
  Wire.setClock(50000); // Establece la velocidad del reloj I2C a 50kHz
  if (!mlx.begin(0x5A)) { // Iniciar el sensor usando I2C
    Serial.println("No se encontró el sensor MLX90614");
    while (1);
  }
  if (!sensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) { // Iniciar el sensor usando I2C
    Serial.println("No se encontró el sensor MAX30102");
    while (1);
  }


  sensor.setup(); // Configuración del sensor con valores predeterminados.
  sensor.setPulseAmplitudeRed(0x0A); // Amplitud del LED rojo
  sensor.setPulseAmplitudeIR(0x0A); // Amplitud del LED infrarrojo

  scale.begin(DOUT, CLK);
  scale.set_scale(2280.f);
  scale.tare();
  pinMode(PIN_VALVULA, OUTPUT);
  pinMode(PIN_BOMBA, OUTPUT);
  digitalWrite(PIN_VALVULA, LOW);
  digitalWrite(PIN_BOMBA, LOW);
}
```

```
void loop() {
  if (SerialBT.available()) {
    String command = SerialBT.readStringUntil('\n');
    Serial.println(command);
    command.trim(); // Asegurarse de quitar espacios y caracteres de nueva línea
    if (command == "saturacion") {
      measureSPO2();
      delay(500);
    }
}

void measureSPO2() {
  // Llenar los buffers de los LED
  for (int i = 0; i < 100; i++) {
    while (sensor.available() == false) { // Esperar a que haya datos disponibles
      sensor.check(); // Revisar el sensor
    }
    redBuffer[i] = sensor.getRed();
    irBuffer[i] = sensor.getIR();
    sensor.nextSample(); // Saltar a la siguiente muestra
  }

  // Calcular la saturación de oxígeno y ritmo cardíaco
  maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation(irBuffer, 100, redBuffer, &spo2, &validSPO2, &heartRate,
&validHR);

  // Verificar la validez de la medición de SpO2 y ritmo cardíaco
  if (validSPO2 && validHR) {
    SerialBT.println("pu:" + String(spo2) + "," + String(heartRate));
  } else {
```

```
    SerialBT.println("Medicion no valida, intenta de nuevo satu");
  }
  delay(5000);
  SerialBT.println("listo para usarse");
}

void measureTemperature() {
  Wire.setClock(50000); // Baja la velocidad del reloj I2C antes de leer el MLX90614
  double ambientTemp = mlx.readAmbientTempC(); // Lee la temperatura ambiente en grados Celsius
  double objectTemp = mlx.readObjectTempC(); // Lee la temperatura del objeto en grados Celsius
  Wire.setClock(100000); // Restablece la velocidad del reloj I2C a una velocidad más alta si es necesario para otros sensores
  Serial.println(ambientTemp);
  Serial.println(objectTemp);
  // Verificar si las temperaturas son leídas correctamente (un simple chequeo podría ser si son no-cero o dentro de un rango esperado)
  if (!isnan(ambientTemp) && !isnan(objectTemp)) {
    SerialBT.println("t:" +String(objectTemp));
  } else {
    SerialBT.println("Medicion no valida, intenta de nuevo temp");
  }
   delay(5000);
  SerialBT.println("listo para usarse");
}

void inflateCuff() {
  digitalWrite(PIN_VALVULA, HIGH);
  digitalWrite(PIN_BOMBA, HIGH);
  delay(15000);
  digitalWrite(PIN_BOMBA, LOW);
}
```

```
void measurePressure() {
  float maxPressure = 100;//cal
  float minPressure = 30;//cal
  int count = 0;
  float lastPressure = 0;
  float currentPressure;

  while (count < 100) { //cal// Ajusta este conteo según la rapidez de deflación
    currentPressure = scale.get_units(10) * 100; // Obtiene la presión en pascales
    float pressure_kPa = currentPressure / 1000.0;

    // Conversión directa a mmHg utilizando el factor de calibración ajustado
    float pressure_mmHg = pressure_kPa * (200.0 / 499.36);//cal

    //Serial.print("Pressure: ");
    Serial.println(pressure_mmHg);

    if (pressure_mmHg > maxPressure) {
      maxPressure = pressure_mmHg;
    }

    if (lastPressure != 0 && pressure_mmHg < lastPressure) {
      if (minPressure > pressure_mmHg) {
        minPressure = pressure_mmHg;
      }
    }

    lastPressure = pressure_mmHg;
    count++;
```

```
    delay(50); //cal// Ajusta el delay para controlar la tasa de desinflado
  }

  digitalWrite(PIN_VALVULA, LOW); // Cierra la válvula para detener el desinflado
  Serial.print("Systolic Pressure: ");
  Serial.println(maxPressure);
  Serial.print("Diastolic Pressure: ");
  Serial.println(minPressure);
  SerialBT.print("pr:");
  SerialBT.println(maxPressure);
  SerialBT.print("/");
  SerialBT.println(minPressure);
}

void deflateCuff() {
  digitalWrite(PIN_VALVULA, LOW);
  delay(3000); // Tiempo de desinflado completo
}
```