

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

Desarrollo e implementación de un sistema de monitorización del ritmo cardíaco mediante fotoplethysmografía para la detección temprana de arritmias en pacientes con enfermedades cardiovasculares

PROYECTO DE TITULACIÓN

Previo la obtención del Título de:

Magister en Ingeniería Biomédica

Presentado por:

Sebastian Guillermo Ortiz Crespo

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2025

DEDICATORIA

Dedico este trabajo, primeramente, a Dios por ayudarme a lograr todo lo que soy y todo lo que tengo, porque me regalo a mi madre ejemplo de lucha, valentía, paciencia, comprensión y sobre todo amor. A mi padre que me ha enseñado la fuerza, orgullo, y a nunca rendirme a pesar de las adversidades. A mis hermanos que siempre me han cuidado y protegido, a mi novia que siempre ha caminado de la mano conmigo. A mi abuelita que estaría orgullosa de la persona en la que me he convertido. A mi familia en general, amigos y compañeros que han marcado mi camino con enseñanzas, conversaciones y consejos a todas las personas que me han impulsado a lograrlo, a todos solo me queda decirles muchas gracias.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Dios, por poner a las personas correctas para este logro que he conseguido. A mis padres y familia por apoyarme en cada etapa de mi vida académica. Al Ing. Geovanny Arguello por haber tenido la paciencia, pero sobre todo la guía con valiosos aportes que ayudaron a que pueda culminar este trabajo. A los docentes y compañeros quienes han compartido sus conocimientos, enseñanzas y experiencia y sobre todo siempre con ganas de colaborar en este camino que no es para nada fácil. A las personas que participaron en las pruebas y encuestas gracias por su paciencia y sus ganas de aportar a este trabajo. A todos que con un granito de arena han apoyado esta misión, gracias por sumar y por lograr en conjunto el objetivo principal planteado.

DECLARACIÓN EXPRESA

Yo Sebastian Guillermo Ortiz Crespo acuerdo y reconozco que: La titularidad de los derechos patrimoniales de autor (derechos de autor) del proyecto de graduación corresponderá al autor o autores, sin perjuicio de lo cual la ESPOL recibe en este acto una licencia gratuita de plazo indefinido para el uso no comercial y comercial de la obra con facultad de sublicenciar, incluyendo la autorización para su divulgación, así como para la creación y uso de obras derivadas. En el caso de usos comerciales se respetará el porcentaje de participación en beneficios que corresponda a favor del autor o autores. El o los estudiantes deberán procurar en cualquier caso de cesión de sus derechos patrimoniales incluir una cláusula en la cesión que proteja la vigencia de la licencia aquí concedida a la ESPOL.

La titularidad total y exclusiva sobre los derechos patrimoniales de patente de invención, modelo de utilidad, diseño industrial, secreto industrial, secreto empresarial, derechos patrimoniales de autor sobre software o información no divulgada que corresponda o pueda corresponder respecto de cualquier investigación, desarrollo tecnológico o invención realizada por mí durante el desarrollo del proyecto de graduación, pertenecerán de forma total, exclusiva e indivisible a la ESPOL, sin perjuicio del porcentaje que me corresponda de los beneficios económicos que la ESPOL reciba por la explotación de mi innovación, de ser el caso.

En los casos donde la Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación (OTRI) de la ESPOL comunique al autor que existe una innovación potencialmente patentable sobre los resultados del proyecto de graduación, no se realizará publicación o divulgación alguna, sin la autorización expresa y previa de la ESPOL.

Guayaquil, 23 de Julio del 2025.

Autor 1

EVALUADORES

MGS. GEOVANNY ARGUELLO
PROFESOR TUTOR

PhD. CARLOS SALAZAR
PROFESOR EVALUADOR

RESUMEN

El siguiente trabajo tiene como objetivo principal implementar un sistema de monitorización del ritmo cardíaco basado en fotopletismografía, que permite la detección de arritmias cardíacas en personas con problemas del corazón. El ritmo cardíaco es uno de los signos vitales más importantes y comúnmente monitorizados ya que indican el estado de salud actual del paciente y más si se trata de una persona que ya tiene una enfermedad cardiovascular. Por lo tanto, este proyecto busca implementar un sistema de monitorización que sea de bajo costo, fácil uso, portátil, accesible y se pueda utilizar en zonas de difícil acceso. Para el desarrollo del sistema se dividió en dos, por una parte, el hardware se utilizó el sensor max3012 y la tarjeta ESP32 y para el software se utilizó Arduino IDE para el procesamiento de los datos y la plataforma Blynk que nos ayudó a visualizar los datos en tiempo real. Las pruebas de funcionamiento del sistema se realizaron con la ayuda de 10 pacientes que tienen una enfermedad cardiovascular, el ritmo cardíaco fue medido en reposo y en varios periodos de tiempo a lo largo del día, luego esta medida fue comparada con un pulsioxímetro GLOBUS YM201 que cumple con la norma ISO 80601-2-61 para asegurar que la medición obtenida por nuestro dispositivo sea aceptada y sobre todo tenga precisión y seguridad. Los resultados indicaron una desviación mínima de 1.3 BPM, lo cual está dentro de los rangos aceptables para dispositivos médicos de clase II. Se observó estabilidad en la transmisión de datos y una buena aceptación por parte de los usuarios. Se concluye que el sistema de monitorización desarrollado cumple con los objetivos planteados siendo una herramienta útil para el seguimiento cardíaco básico, pero con la necesidad de validarlo en entornos clínicos, que es la mayor sugerencia y preocupación de los médicos.

Palabras Clave: Fotopletismografía, Monitorización, Ritmo cardíaco, Arritmia, Portátil.

ABSTRACT

The main objective of this project is to implement a heart rate monitoring system based on photoplethysmography (PPG), which enables the detection of cardiac arrhythmias in individuals with heart conditions. Heart rate is one of the most important and frequently monitored vital signs, as it indicates a patient's current health status, especially if those who already suffer from cardiovascular disease. Therefore, this project aims to implement a monitoring system that is low-cost, easy to use, portable, accessible, and suitable for use in hard-to-reach areas. The system was developed in two parts: the MAX3012 sensor and the ESP32 board were used for hardware, and the Arduino IDE was used for data processing, and the Blynk platform was utilized to visualize data in real-time. Functionality tests of the system were carried out with the assistance 10 patients diagnosed with cardiovascular disease. Heart rate measurements were taken at rest and at multiple times throughout the day. These readings were then compared against those from a GLOBUS YM201 pulse oximeter, a device compliant with the ISO 80601-2-61 standard, to ensure that the data obtained from our system met accepted standards for accuracy and safety. The results showed a minimum deviation of 1.3 BPM, which is within the acceptable range for Class II medical devices. The system demonstrated stable data transmission and received positive feedback from users. It is concluded that the developed monitoring system fulfills the proposed objectives and represents a useful tool for basic cardiac monitoring. However, clinical validation remains necessary, as emphasized by medical professionals, and represents the next crucial step in the system's development.

Keywords: *Photoplethysmography, Monitoring, Heart Rate, Arrhythmia, Portable.*

ÍNDICE GENERAL

EVALUADORES	5
RESUMEN	I
<i>ABSTRACT</i>	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS	V
SIMBOLOGÍA	VI
ÍNDICE DE FIGURAS	VII
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
CAPÍTULO 1	6
1. INTRODUCCIÓN	6
1.1 Descripción del problema	6
1.2 Justificación del problema.....	7
1.3 Objetivos.....	7
1.3.1 Objetivo General	7
1.3.2 Objetivos Específicos	8
1.4 Aporte	8
CAPÍTULO 2	10
2. Marco teorico	10
2.1 Estado del arte.....	10
2.2 Ritmo cardiaco.....	12
2.3 Arritmias cardiacas	13
2.4 Fotopletismografía (PPG)	14
2.5 Señal PPG	14
2.5.1 Morfología de la señal	15

2.5.2	Adquisición de la señal.....	16
CAPÍTULO 3.....		18
3.	METODOLOGÍA	18
3.1	Implementación del hardware	18
3.2	Implementación del software	23
3.3	Pruebas unitarias	25
CAPÍTULO 4.....		29
4.	Resultados y analisis.....	29
4.1	Comparación de valores de ritmo cardiaco con dispositivos comerciales	29
4.2	Encuestas de aceptación del sistema mediante pacientes.....	32
4.3	Encuestas de aceptación del sistema mediante médicos.....	33
4.4	Análisis de resultados	34
Conclusiones Y Recomendaciones		36
Conclusiones		36
Recomendaciones		38
BIBLIOGRAFÍA.....		39

ABREVIATURAS

AC	Corriente Alterna
ADC	Convertidos Analógico Digital
CA	Arritmia Cardíaca
DC	Corriente Directa
DC1	Dispositivo Comercial 1
DSP	Procesador Digital de Señales
EKG	Electrocardiograma
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
IA	Inteligencia Artificial
IDE	Entorno de Desarrollo Integrado
IoT	Internet de las cosas
LED	Diodo Emisor de Luz
MSP	Ministerio de Salud Pública
PCA	Paro Cardíaco Agudo
PCS	Paro Cardíaco Súbito
PPG	Fotopletiśmografía

SIMBOLOGÍA

Bpm	Latidos por Minuto
HR	Frecuencia Cardiaca
nm	Nanómetro
SpO2	Oxigenación de la Sangre

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fases del corazón.....	13
Figura 2. Representación de la técnica PPG.....	14
Figura 3. Señal PPG.....	15
Figura 4. Componentes de la señal PPG.....	15
Figura 5. Espectro de la absorción de luz.....	16
Figura 6. Modo transmisor.....	16
Figura 7. Modo reflexivo.....	16
Figura 8. Etapas del hardware del sistema PPG.....	18
Figura 9. Sensor MAX30102.....	19
Figura 10. Tarjeta ESP32.....	20
Figura 11. Batería DTP505060.....	20
Figura 12. Módulo TP4056.....	21
Figura 13. Diagrama de conexión.....	21
Figura 14. Estructura impresa.....	22
Figura 15. Dispositivo final implementado.....	22
Figura 16. Diagrama de flujo del software del dispositivo.....	23
Figura 17. Interfaz gráfica.....	24
Figura 18. Lectura del sensor sin el dedo.....	25
Figura 19. Lectura del sensor con el dedo.....	26
Figura 20. Lectura de datos de la nube.....	26
Figura 21. Ritmo cardíaco en el puerto serial de Arduino IDE.....	27
Figura 22. Ritmo cardíaco en la aplicación web.....	27
Figura 23. Ritmo cardíaco en la aplicación móvil.....	28
Figura 24. Ritmo cardíaco en dispositivo comercial.....	29
Figura 25. Ritmo cardíaco del dispositivo desarrollado.....	30

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Valores del ritmo cardiaco en reposo.....	13
Table 2. Valores capturados por el dispositivo.....	31
Tabla 3. Encuesta de satisfacción a pacientes.....	32
Tabla 4. Encuesta de satisfacción a médicos.....	33
Tabla 5. Resumen de aspectos evaluados	35

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Descripción del problema

En Ecuador, las consultas médicas más solicitadas en instituciones del ministerio de salud pública (MSP) son de enfermedades cardiovasculares. Entre 2018 y 2022 se registraron cerca de 247.000 primeras consultas y 1.5 millones de consultas subsecuentes. Además las enfermedades cardiovasculares, representan la primera causa de muerte en el país con un 25% del total de decesos [1].

Las arritmias cardíacas (AC), que son alteraciones del ritmo cardíaco normal, que en la mayoría de los casos son una causa común de paro cardíaco súbito (PCS) o agudo (PCA). Estas anomalías son de particular preocupación, riesgo y de mayor cuidado cuando se tiene pacientes con un precedente de enfermedad cardiovascular, como insuficiencia cardíaca, enfermedades coronarias o miocardiopatías. [2].

Las alteraciones del ritmo cardíaco se dan por anomalías en los procesos de formación y conducción del impulso eléctrico. Existen dos principales grupos de arritmias, las taquiarritmias que son el aumento de palpitaciones y las bradiarritmias que son la disminución del ritmo cardíaco. Pueden ser inofensivas o en el mayor de los casos desarrollar accidentes cerebrovasculares, embolias que constituyan un riesgo muy alto para la vida. Es por todo esto que determinar las arritmias y su tipo, es de suma importancia para que el tratamiento sea efectivo desde el inicio de los síntomas hasta su administración [3].

El ritmo cardíaco, es uno de los signos vitales comúnmente monitorizados, ya que, es uno de los indicadores más importantes para saber el estado actual de salud de un paciente y su posible degradación. Representa el funcionamiento eléctrico y mecánico del corazón además que está directamente relacionado con la respuesta del cuerpo a diferentes estímulos como ejercicio el estrés y las enfermedades.

Es por esta razón que, las personas con enfermedades cardiovasculares necesitan una monitorización constante de su ritmo cardíaco, con equipos holter que registran la actividad eléctrica del corazón de varios días y con dispositivos seguros, confiables, fáciles de usar y que tengan una comunicación inmediata de un doctor para evitar daños graves en el corazón o la muerte [4].

1.2 Justificación del problema

En la actualidad, existen muchos métodos convencionales de monitorización como los electrocardiogramas (EKG) que son exámenes que registran la actividad eléctrica del corazón en un periodo de tiempo, sin embargo, no todos son tan prácticos para el monitoreo continuo debido a su tamaño, complejidad, costo, disponibilidad y presenta limitaciones con respecto a la movilidad del paciente [4].

Por lo tanto, en este trabajo se busca desarrollar un sistema de monitorización basado en fotoplethysmografía que es una técnica no invasiva que mide cambios en el volumen sanguíneo en los tejidos mediante la emisión de luz. Se elige esta tecnología debido a que permite realizar equipos más compactos, más accesibles económicamente y se los puede usar en la comodidad del hogar, en el trabajo o realizando actividad física, sin afectar las actividades diarias de la persona que lo esté usando [7].

Al ser un dispositivo no invasivo, no requiere de la inserción de electrodos dentro del cuerpo, esto lo hace accesible para más aplicaciones y menos intimidante para los pacientes. Además, que permite usarse en periodos prolongados de tiempo y sin causar molestias significativas, permitiendo así un monitoreo continuo lo cual es crucial para determinar arritmias y problemas cardiacos.

Esta tecnología es no invasiva, portátil y cada día se sigue estudiando y desarrollando mejorando así su precisión y funcionalidad, aumentando así su utilidad clínica y en su capacidad para detectar una variedad de condiciones cardiacas graves como infarto de miocardio, y permitir una intervención médica preventiva [5].

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

- Implementar un sistema de monitorización de ritmo cardiaco, basado en fotoplethysmografía para la detección de arritmias cardiacas en personas con problemas del corazón.

1.3.2 Objetivos Específicos

- Analizar tres tipos de tecnologías actualmente utilizadas para medir el ritmo cardiaco para luego compararlas con el sistema propuesto.
- Implementar el hardware del sistema de monitorización junto con sus pruebas unitarias.
- Implementar el software del sistema de monitorización incluyendo la lógica de programación.
- Validar el sistema de monitorización, mediante pruebas de aceptación basadas en encuestas, por parte de pacientes y médicos.

1.4 Aporte

El desarrollo y la implementación de este proyecto representa un avance significativo en el ámbito de la salud, pero sobre todo en el campo cardiaco que es el órgano más complejo del cuerpo humano. Este trabajo contribuye desde distintos campos de forma innovadora, practica investigativa y sobre todo calidad y con costos reducidos hacia la parte del paciente y la parte clínica. A continuación se procederá a enumerar los aportes de este trabajo con respecto a cada campo:

Innovación tecnológica

- Permiten un monitoreo no invasivo gracias a la tecnología PPG, de manera que se emite luz directamente sobre el paciente y se obtiene el volumen sanguíneo, evitando incomodidad o procesos más complejos como el electrocardiograma.
- La tecnología PPG nos ayuda a diseñar equipos compactos ligeros y de fácil portabilidad, facilitando su uso en el hogar, en hospitales, pero sobre todo en lugares de difícil acceso como son la parte rural.
- El sistema de monitorización basado en PPG permite interoperabilidad, es decir comunicación con dispositivos móviles, telemedicina para un seguimiento continuo y remoto.

Práctica clínica

- El sistema puede detectar patrones irregulares del ritmo cardíaco de manera temprana como fibrilación auricular, arritmias y taquicardias, que permitirán intervenciones más rápidas y así mejorar también el pronóstico para el paciente.
- Sirve como una herramienta complementaria para que los médicos puedan diagnosticar y realizar un seguimiento a los pacientes gracias a la recopilación de datos.

Investigación

- Este proyecto además al ser una tecnología en auge, permite que siga avanzando, por lo que permite la investigación y mejora continua para el análisis de las señales biomédicas y que se siga aplicando a la fotopletiografía no solo para la detección del ritmo cardíaco si no para más funciones del cuerpo humano.
- La implementación del sistema de monitoreo permite la creación de bases de datos que servirán para el estudio de las enfermedades cardiovasculares y para la creación de nuevas tecnologías.

Calidad de vida y costos

- El proyecto permite un monitoreo continuo de las condiciones cardíacas del paciente, permitiendo realizar un seguimiento por parte del doctor y evitando que se tenga que trasladar grandes distancias, visitas frecuentes a los hospitales, así se reduce el estrés y molestias.
- Proporciona una alternativa muy accesible con respecto a las tecnologías tradicionales como los exámenes de electrocardiogramas que son costosos y sobre todo con alta demanda, este sistema permite acceder a una tecnología avanzada desde la comodidad del hogar, sin costos de movilización, sin costos elevados de adquisición al examen y para todas las personas de bajos recursos.

CAPÍTULO 2

2. MARCO TEORICO

2.1 Estado del arte

En esta sección se abordarán diferentes trabajos sobre la medición del ritmo cardiaco, la monitorización continua en personas con antecedentes de enfermedades cardiovasculares y el seguimiento de este importante signo vital que puede ayudar para determinar afecciones tales como arritmias a través de dispositivos electrónicos portátiles (warable), sensores colocados en prendas textiles, pulseras y relojes inteligentes con tecnologías como fotoplethismografía, auscultación entre otras.

En la Universidad de Cartagena se realizó el trabajo denominado *“Arquitectura IoT para el desarrollo de sistemas de monitorización y análisis de variables fisiológicas en el área de asistencia médica”* en el cual se propone una arquitectura IoT para la obtención, seguimiento y uso de datos obtenidos de variables fisiológicas como el ritmo cardiaco (HR) y oxigenación de la sangre (SpO2), mediante dispositivos wearables comerciales que servirán para asistencia en el sector de la salud. La metodología usada se basó en la arquitectura convencional IoT a cuatro capas que son captura, almacenamiento, análisis y visualización y se diseñó una arquitectura desde tres distintos puntos de vista: negocio, funcional e implementación. Para la validación de la arquitectura IoT propuesta se contó con un oxímetro IoT comercial que ayudo a obtener las variables fisiológicas del ritmo cardiaco y SpO2. Estas variables son enviadas de forma asíncrona a una base datos que luego a través de un aplicativo creado a través de Java permitió descargar, analizar y visualizar, los datos son de interés para los médicos en asistencia de salud [6].

Brayan Nasimba en su trabajo de integración de *“Implementación de sistemas e-textiles orientados al cuidado de la salud del adulto mayor e Implementación de un sistema e-textil orientado al monitoreo del ritmo cardíaco del adulto mayor”* en la Universidad Escuela Politécnica Nacional, propone un sistema e-textil para monitorear el ritmo cardiaco en adultos mayores. El trabajo realiza la adquisición de la variable fisiológica a través del sensor max30102 con tecnología basada en fotoplethismografía que emite luz, además cuenta con una tarjeta que procesa y envía los datos a través de su comunicación wifi y una batería de tipo Lipo para la alimentación del sistema. Todo esto se implementó en una prenda de vestir de mangas largas, los datos obtenidos

se pueden visualizar en tiempo real mediante una aplicación móvil llamada blynk, permitiendo un monitoreo continuo del ritmo cardíaco. El sistema da una alerta cuando detecta un nivel fuera de lo normal del ritmo cardíaco, sin embargo, el equipo tiene muchos errores en la lectura ya que el sensor no hace el contacto adecuado con la piel de la persona que está usando la prenda textil [8].

En la Universidad Autónoma de Yucatán se presenta el trabajo *“Diseño e implementación de un sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos”* que es una técnica no invasiva que monitorea el ritmo cardíaco mediante la técnica de auscultación que permite identificar los distintos sonidos que causan las arritmias del corazón y se tiene una gráfica final denominada fonocardiografía. La adquisición de la señal cardíaca se realiza mediante sensores acústicos (micrófonos capacitivos) AT-831cW acondicionados sobre las sondas de un estetoscopio, a continuación, se usa un procesador digital de señales (DSP) que transforma la señal analógica en digital. También cuenta con un software que permite generar un código para la visualización e interpretación de los datos obtenidos y puedan ser visualizados en tiempo real, incluso permite una comunicación con LabVIEW y MATLAB. Las pruebas de validación se realizaron con personas sanas, en donde se demostró cuantitativamente, la factibilidad tecnológica y el potencial medico de este sistema de monitoreo como no invasivo y de buena funcionalidad [9].

Cardaba, Gonzales y García presentan un informe de *“Monitorización cardíaca mediante dispositivos Holter con electrodos textiles para detección de fibrilación auricular tras ictus criptogénico”* investigación que se puso en manifiesto que la monitorización del ritmo cardíaco en un periodo de tiempo prolongado en personas que han sufrido ictus criptogénico sirve para identificar fibrilación auricular que no fueron determinadas de forma temprana. El sistema utilizado en esta investigación fue el Nuubo, contiene un chaleco con una banda textil elástica con electrodos impresos en 3D que se adapta a los movimientos del paciente y recogen la señal fisiológica, cuenta además con una microSD que graba el ritmo cardíaco durante 30 días, el sistema esta alimentado mediante una batería recargable autónoma de hasta 5 días. Para la visualización y análisis de los datos grabados cuenta con una aplicación informática llamada Nuubo Leonardo compatible con cualquier sistema para PC. Sin embargo, los datos receptados por este estudio no son los suficientes para determinar la eficacia y seguridad para la detección desfibrilación auricular [10].

En la universidad Autónoma de Baja California se realizó el trabajo "*Sistema de monitorización de ritmo cardíaco*" en donde se presenta el diseño y la instrumentación de un dispositivo portátil para la monitorización del ritmo cardíaco y la temperatura corporal. La adquisición de la señal se realizó mediante un pulsómetro que cuenta con dos diodos led conectados uno frente al otro que mediante fotopletimografía determinan el ritmo cardíaco. El sensor se coloca en el dedo, las señales receptadas se procesan mediante el microcontrolador MC9S08GT60CFBE, la visualización de las variables fisiológicas se realiza directamente en un software dedicado. Las pruebas de funcionalidad del equipo se hicieron mediante pacientes en reposo y haciendo una actividad física, en donde se obtuvieron valores muy cercanos a los entregados por instrumentos comerciales [11].

El análisis de los trabajos presentados nos indica que se centran en la medición del ritmo cardíaco y la visualización de la señal mediante diferentes técnicas y programas. Sin embargo, no ofrecen una herramienta efectiva en la detección temprana o prevención de arritmias. En por esto que con la información recopilada en esta sección se busca desarrollar un sistema de monitorización en tiempo real, que recopile datos en un tiempo prolongado de tiempo que es esencial para determinar alteraciones del ritmo cardíaco que son intermitentes y difíciles de detectar incluso con exámenes clínicos convencionales. Además, que se pueda realizar desde el domicilio y con la intervención del médico de forma remota.

2.2 Ritmo cardíaco

El corazón es el órgano más importante en el sistema circulatorio, es como una cámara compuesta de varios músculos involuntarios que bombean la sangre a todo el cuerpo. Realiza dos movimientos, uno de contracción (sístole) y otro de relajación (diástole) que forman el latido y fijan el ritmo cardíaco. Entonces se define el ritmo cardíaco como el número de latidos del corazón en un minuto (bpm), que oscilan entre 70 y 80 latidos cuando se está en reposo [14].

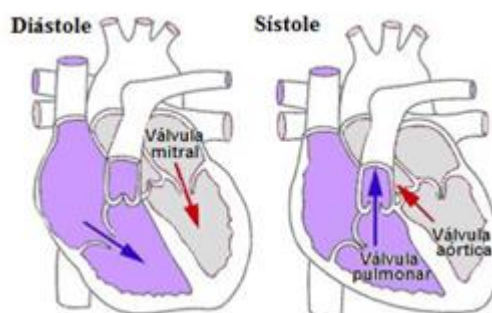


Figura 1. Fases del corazón [14].

A continuación, en la tabla 1, se indican los latidos por minuto del corazón de diferentes grupos por edades, cuando la persona se encuentra en reposo.

Población	Latidos por minuto (bpm)
Recién nacidos	100 – 160
De 1 – 10 años	70 – 120
De 10 años en adelante	60 – 100
Atletas de alto rendimiento	40 – 60

Tabla 1. Valores del ritmo cardiaco en reposo [8].

2.3 Arritmias cardiacas

Una arritmia es un trastorno o falta de un ritmo cardiaco definido, que se presenta por una falla en la actividad eléctrica del corazón, estas alteraciones del ritmo cardiaco se presentan en forma de aceleración y desaceleración de los latidos normales del corazón, e impiden que el corazón bombee de forma correcta sangre hacia todo el cuerpo [14]. Según la velocidad del ritmo cardiaco tenemos la taquicardia y la bradicardia y las veremos a continuación:

- Taquicardia: ritmo cardiaco mayor a 100 latidos por minuto.
- Bradicardia: ritmo cardiaco menor a 40 latidos por minuto [14].

2.4 Fotopletismografía (PPG)

La fotopletismografía se define como una técnica no invasiva de bajo costo que mide los cambios en el volumen sanguíneo cardiovascular. Se basa en una fuente de luz emitida por un LED directamente sobre la piel, específicamente en los tejidos periféricos del cuerpo como dedos, la muñeca y los lóbulos de las orejas y un fotodetector que mide la cantidad de luz que se ve reflejada a través de ese tejido. El sensor detecta las variaciones del volumen sanguíneo cuando el corazón da un latido y las transforma en una señal eléctrica en donde tenemos como resultado la representación del ciclo cardiaco [12].

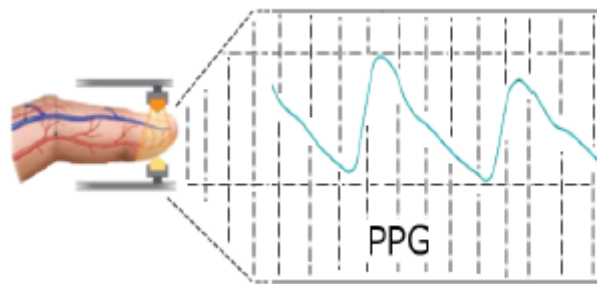


Figura 2. Representación de la técnica PPG [12]

2.5 Señal PPG

La señal PPG nos entrega información sobre el flujo de la sangre por las arterias, que va desde el corazón hasta las extremidades con un movimiento ondulatorio, la señal obtenida tiene los siguientes parámetros más importantes:

- Vasoconstricción que es el estrechamiento de los vasos sanguíneos, aumenta la resistencia al flujo de la sangre y esto indica la actividad del sistema nervioso simpático.
- Vasodilatación es la dilatación de los vasos sanguíneos permitiendo un mayor flujo de sangre hacia los tejidos y órganos, regula la temperatura corporal.
- Onda dicrótica indica un pequeño despunte de la señal PPG, que se da por el cierre de la válvula aortica al finalizar la sístole.

- Amplitud sistólica es el pico más alto de la señal PPG, que se da en la sístole, el corazón se contrae y envía la sangre hacia todo el cuerpo.
- Amplitud diastólica es el pico más bajo de la señal PPG, se da cuando el corazón se relaja y se está llenando de sangre nuevamente [12].



Figura 3. Señal PPG [12]

2.5.1 Morfología de la señal

La señal PPG se forma por dos componentes, una de corriente directa (DC) que representa la absorción de la luz sobre el tejido y la piel de forma constante, y otra de corriente alterna (AC) que indican las pulsaciones cardiacas causadas por los cambios del flujo sanguíneo [13].

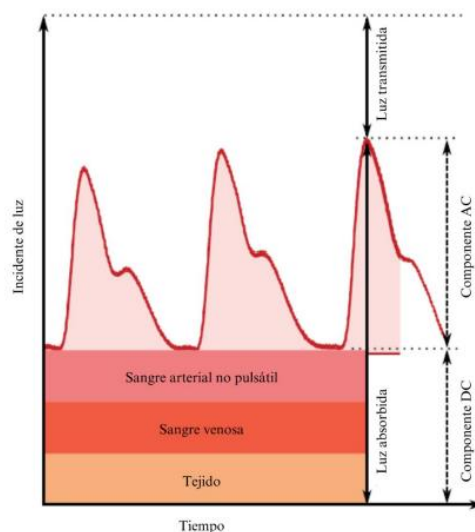


Figura 4. Componentes de la señal PPG [13].

2.5.2 Adquisición de la señal

Para medir la señal PPG se necesita de una fuente de emisión de luz que ilumina los tejidos que se desean analizar y un fotodetector que tenga la capacidad de registrar la variación de intensidad de luz captada. La señal se obtiene para dos longitudes de onda, una de luz roja que va desde (650 – 750 nm) que sirve para medir la frecuencia cardiaca, que indican los latidos por minuto del corazón y es más visible en la sangre menos oxigenada. La luz infrarroja que va desde (850 – 950 nm) se utiliza para medir la saturación de oxígeno en la sangre, que es el porcentaje de hemoglobina que transporta oxígeno en los glóbulos rojos, por lo que se refleja más en la sangre oxigenada [13].

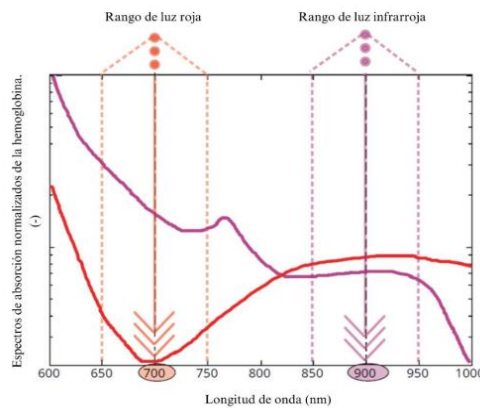


Figura 5. Espectro de absorción de luz [13].

Según la colocación de los LEDS emisores y receptores, existen dos modos de configuración básicas que se presentan a continuación:

- Modo transmisivo el led transmisor y el fotodetector se colocan uno frente al otro y el sitio de medición se encuentra en la mitad entre los dos leds.

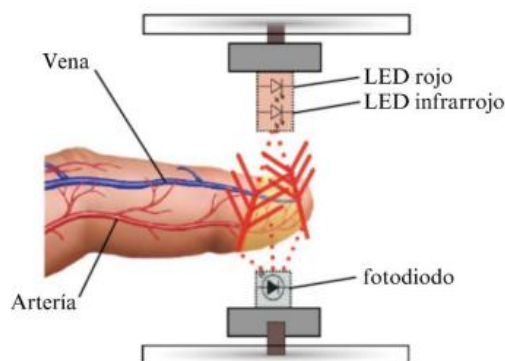


Figura 6. Modo transmisivo [13]

- Modo reflexivo el emisor y el detector se colocan uno al lado del otro, el lugar de medición se encuentra se arriba de los leds, es decir el fotodetector capta la luz reflejada del tejido, hueso y vasos sanguíneos.

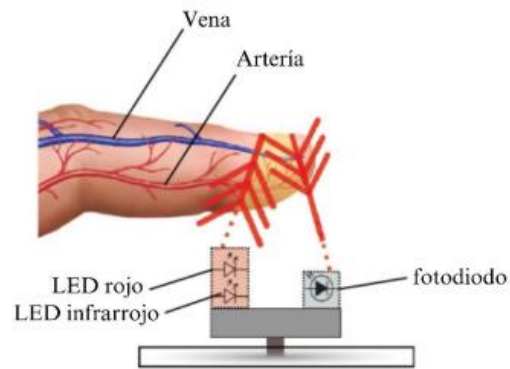


Figura 7. Modo reflexivo [13].

CAPÍTULO 3

3. METODOLOGÍA

3.1 Implementación del hardware

La implementación del hardware para el sistema de monitorización, teniendo en cuenta que va a ser un dispositivo portátil constara de varias etapas: adquisición de la señal, procesamiento de la señal, envío de datos y alimentación del prototipo.

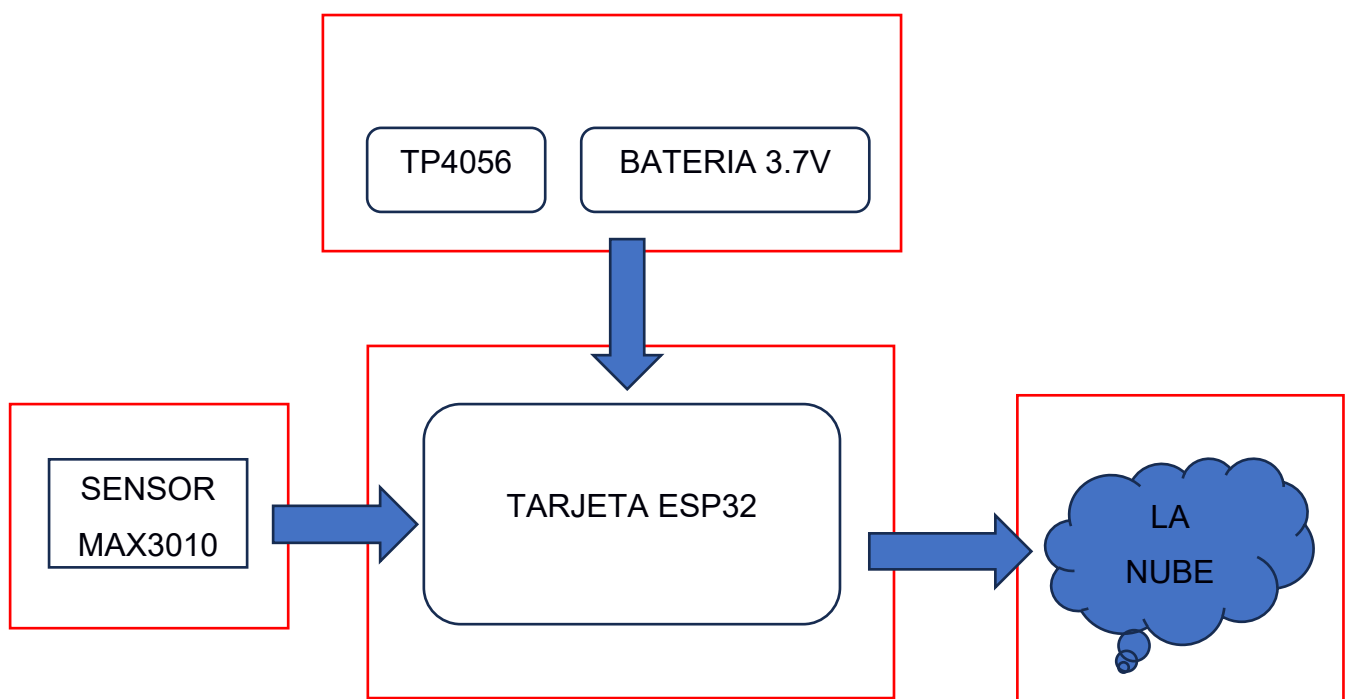


Figura 8. Etapas del hardware del sistema PPG [12]

Para la adquisición de la señal se usó el sensor MAX30102, que es fabricado por la empresa de desarrollo Maxim Integrated, utiliza la técnica de fotoplethysmografía para medir el ritmo cardíaco. Cuenta con dos LEDs: un rojo y un infrarrojo con una longitud de onda de 660 nm y 880 nm respectivamente, y un fotodetector que mide la intensidad de luz reflejada por la variación del volumen sanguíneo. El sensor además cuenta con un filtro de luz ambiente de entre 50 y 60 Hz, con un conversor ADC delta sigma de 18 bits y hasta de 1600 muestras por segundo, también cuenta con un sensor de temperatura que compensa los efectos de la temperatura al momento de la medición. Su voltaje de alimentación es entre 3.3 y 5V y utiliza I2C para comunicarse con la tarjeta de

procesamiento, se eligió este tipo de sensor por sus características de bajo consumo y por qué tiene incorporado un amplificador, filtrado y un conversor ADC que nos entrega un valor digital que representa la señal PPG [15].

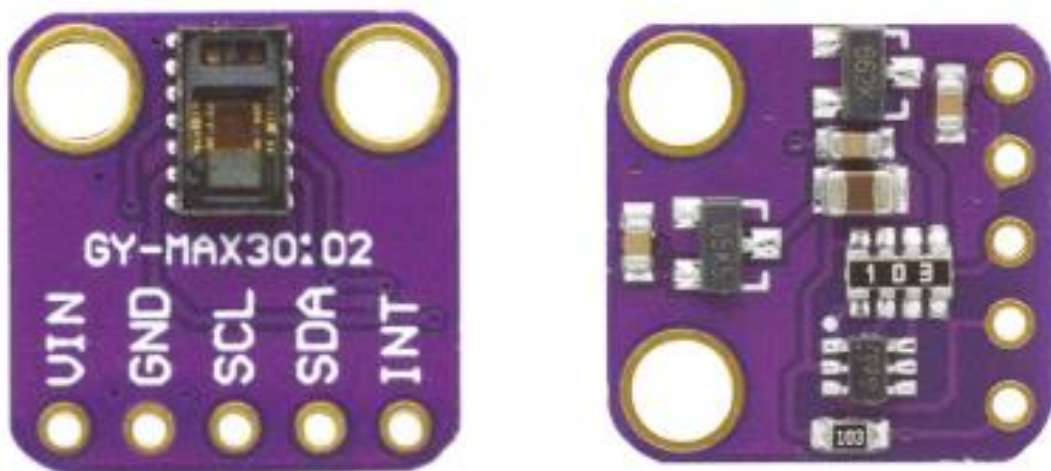


Figura 9. Sensor MAX30102 [15].

Para la etapa de procesamiento de los datos se utilizó la tarjeta de desarrollo ESP32 DevKit V1, desarrollado por la empresa tecnológica Espressif Systems. Se eligió esta tarjeta debido a sus características de flexibilidad, compatibilidad y potencia de procesamiento. Cuenta con un microprocesador ESP32 de dos núcleos con una frecuencia de 240MHz, memoria interna de 520KB y una de tipo flash de 4MB, además tiene 30 pines GPIO que se pueden multiplexar para funciones de comunicación en este caso I2C para recibir los datos desde el sensor max30102, convertidores analógicos y digitales y puertos analógicos dedicados. La tarjeta es usada en muchas aplicaciones IoT gracias a que tiene integrados módulos que comunicación wifi y bluetooth, que además van a ser usados para enviar los datos a la nube y que puedan ser visualizados de forma remota a través de una aplicación móvil.

La tarjeta es compatible con varias plataformas y entornos de programación como son Arduino IDE y también con Micro Python, en este caso se usará la plataforma Arduino IDE ya que nos proporciona una interfaz gráfica sencilla y fácil de comprender. Por último, sus características físicas con un tamaño compacto hacen que la tarjeta sea idónea para la implementación del prototipo [16].

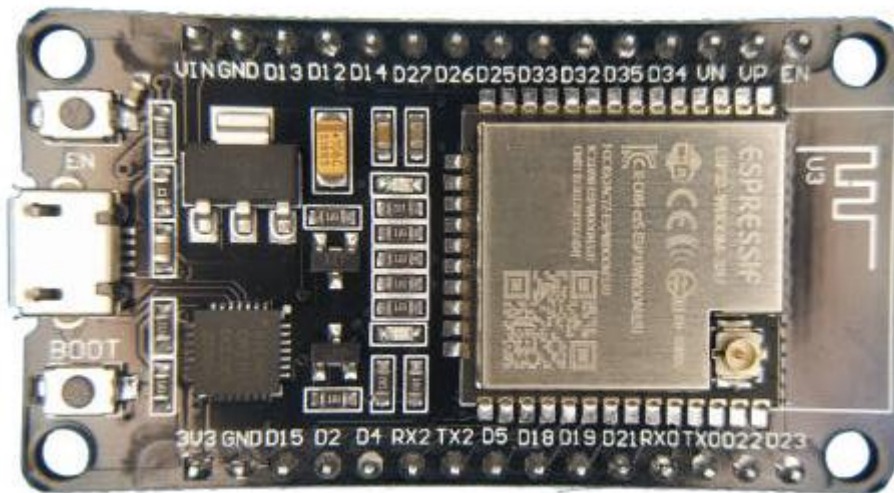


Figura 10. Tarjeta ESP32 [16].

Para la alimentación de nuestro prototipo se consideraron varios factores importantes como son el tamaño, duración, seguridad y peso de la batería. La batería elegida es una recargable de tipo ion litio con la capacidad de guardar mucha energía en un espacio pequeño y tienen una tasa de descarga baja, es decir el consumo es mínimo cuando está en reposo. El tamaño de la batería y el peso reducido la hacen ideal en la elaboración del prototipo, además que este tipo de baterías son seguras para trabajar en contacto con la piel. Tienen una larga vida útil lo que no será necesario cambiar frecuentemente, su voltaje de operación es de 3.7V y 1700 mAh [17].



Figura 11. Batería DTP505060 [17].

Para finalizar el prototipo contará con un módulo cargador USB TP4056, que permitirá cargar la batería de forma sencilla, rápida y sobre todo segura. Funciona para baterías de carga nominal de 3.7V y de carga completa de 4.2 V, tiene una corriente de carga de 1A. De igual manera como los otros componentes su tamaño compacto lo hace elegible para este trabajo [18].

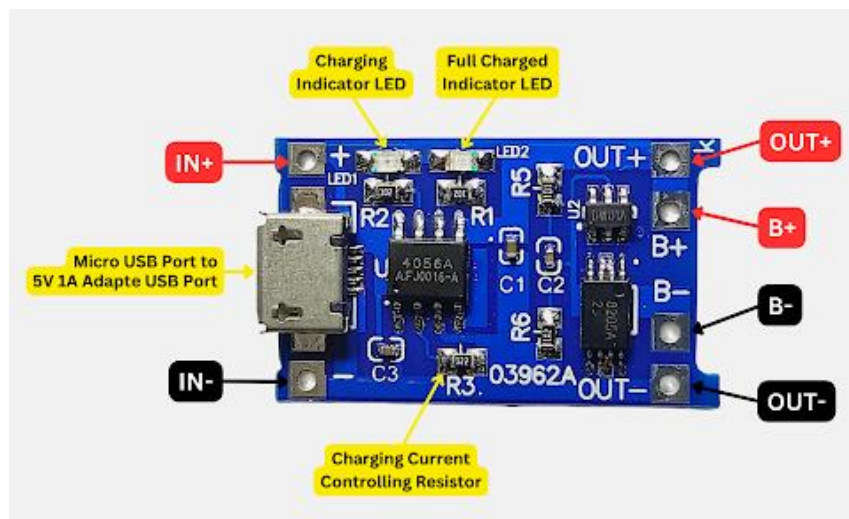


Figura 12. Modulo TP4056 [18].

A continuación, en la figura 10 se puede observar el diagrama de conexión de los módulos que componen el hardware del proyecto.

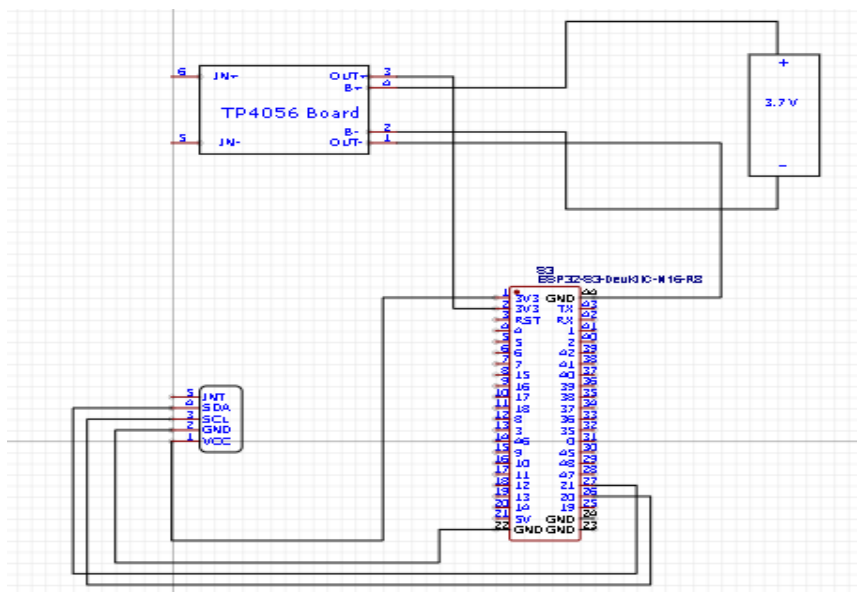


Figura 13. Diagrama de conexión.

Para la estructura del dispositivo implementado, se realizó un diseño en la plataforma Blender, que es de tipo gratuita y tiene muchas funciones de modelado, iluminación, renderizado, además sirve para la animación y creación de gráficos tridimensionales. El diseño de la carcasa fue impreso en 3D utilizando PLA, que es un material de tipo plástico que se usa para piezas y estructuras funcionales. A continuación, en la figura 14 se puede observar la estructura impresa.

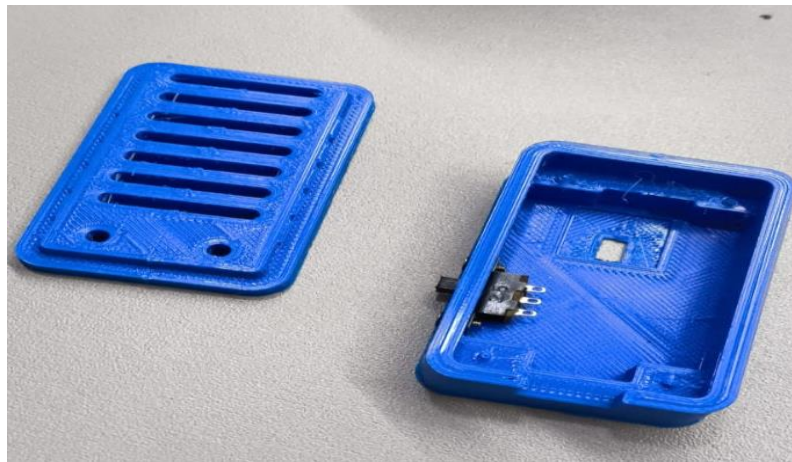


Figura 14. Estructura impresa.

Por último se incorporan todos los componentes en la carcasa impresa y se realiza además la conexión eléctrica siguiendo el diagrama anteriormente expuesto. En la figura 15 se visualiza el dispositivo final implementado.

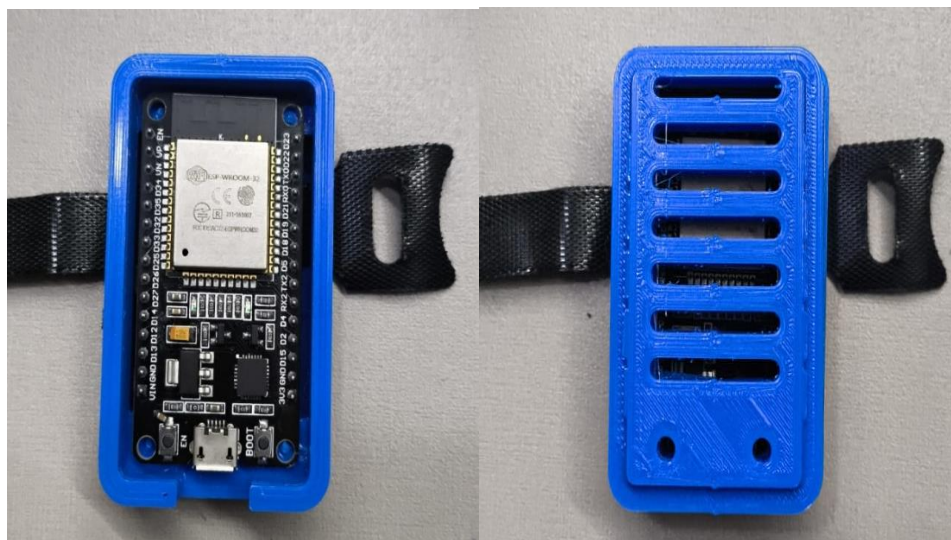


Figura 15. Dispositivo final implementado.

3.2 Implementación del software

La adquisición de la señal que son valores ADC que representan las señales del LED rojo y LED Infrarrojo obtenidas por el sensor MAX30102 son procesadas por la tarjeta ESP32. La programación se realizó en Arduino IDE, ya que es una aplicación multiplataforma para Windows, macOS y Linux. La tarjeta que se está usando está basada en Arduino lo que la hace compatible para este entorno de programación que admite el lenguaje C Y C++. Esta aplicación nos ayudara a escribir y cargar el programa para leer los datos, procesarlos y enviarlos a la nube para que después puedan ser visualizados de forma remota. A continuación, se representa el diagrama de flujo del código realizado en Arduino IDE [19].

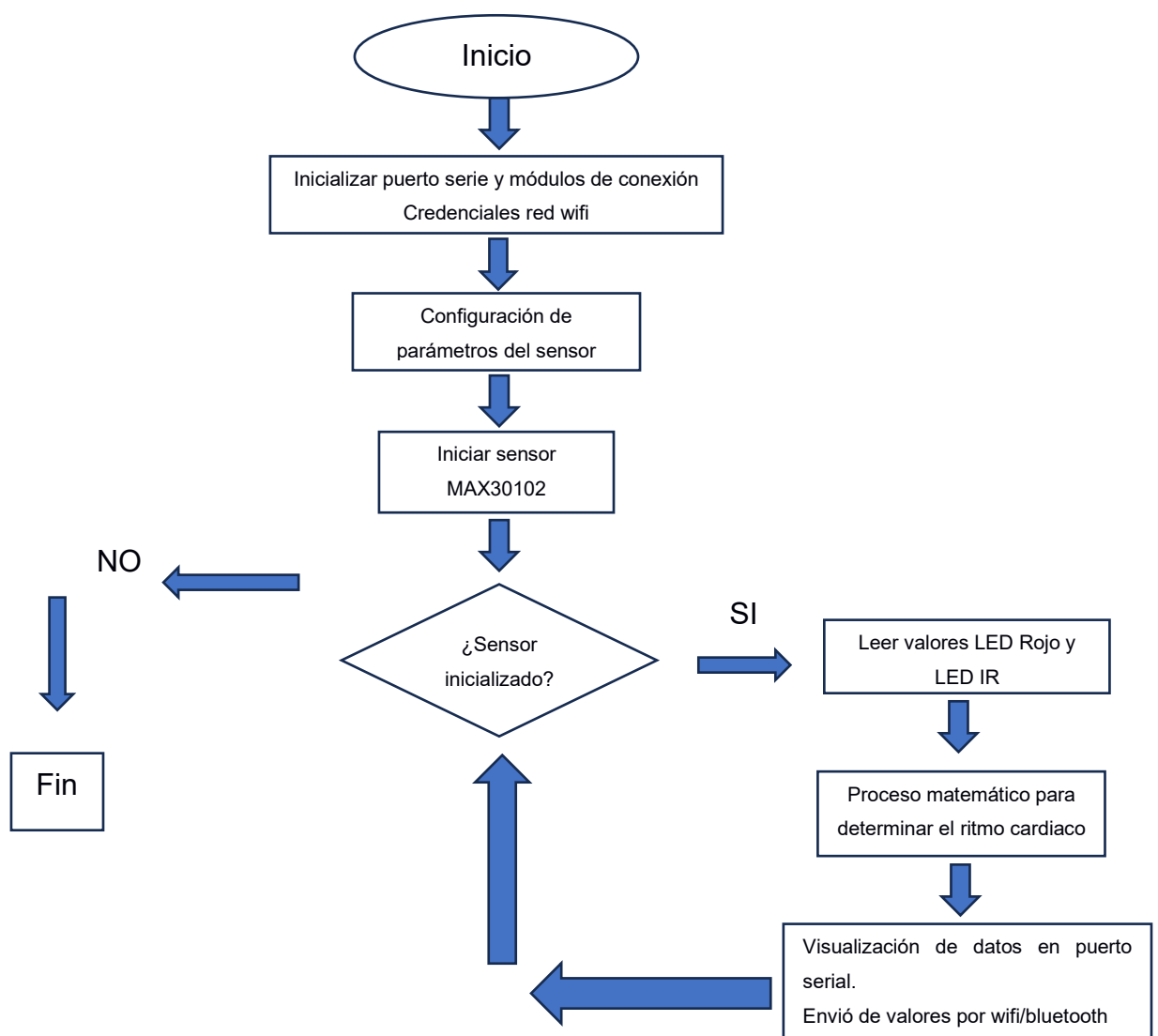


Figura 16. Diagrama de flujo del software del dispositivo.

La interfaz principal para la gestión del sistema de monitorización se desarrolló en Blynk, que es una plataforma dedicada a internet de las cosas (IoT), su funcionalidad y compatibilidad facilitó la integración del dispositivo implementado para el control y la visualización en tiempo real de los datos capturados. Se eligió esta aplicación por que permitió crear una interfaz gráfica personalizada con widgets, gráficos en tiempo real, botones y más funciones sin la necesidad de utilizar o realizar una programación avanzada para la creación de App móviles.

Además, Blynk facilitó la transmisión de los datos desde el dispositivo a través de wifi a un servidor Blynk en la nube, lo que nos permitió visualizar en tiempo real el ritmo cardiaco y también nos ayudó a realizar una monitorización del correcto funcionamiento del sistema. Esto se pudo realizar ya que esta plataforma es compatible con muchas tarjetas como son Arduino, ESP8266 y para nuestro caso ESP32 lo que simplifico la comunicación del dispositivo y el sistema. Blynk también nos permitió configurar notificaciones y alertas mediante los datos recibidos, cuando se tiene un valor anormal del ritmo cardiaco [20]. A continuación, en la figura 11 se puede observar la interfaz creada en la aplicación.

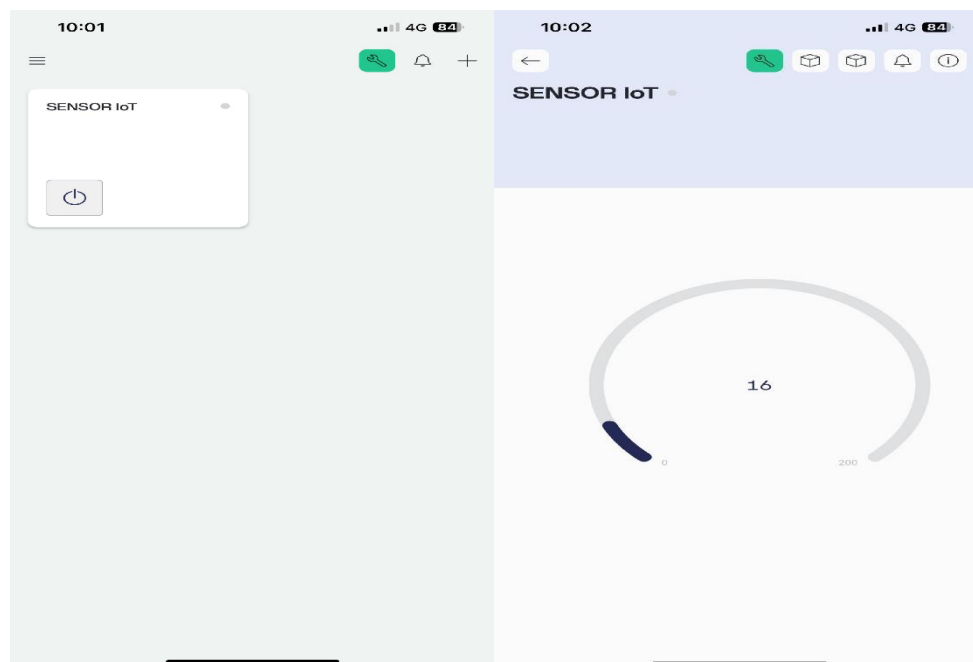


Figura 17. Interfaz gráfica.

3.3 Pruebas unitarias

Para validar el funcionamiento del sistema de monitorización se realizaron las pruebas unitarias de cada componente tanto del hardware como del software que garanticen y cumplan con todos los requisitos especificados. A continuación, se describe las pruebas realizadas para verificar el funcionamiento del sistema de monitorización completo.

Primero se realizaron las pruebas unitarias del hardware, empezando con la tarjeta de procesamiento ESP32 DevKit1, las funciones de nuestra tarjeta son primeramente leer los datos entregados por el sensor MAX30102, procesarlos internamente para poder determinar el ritmo cardiaco y visualizarlos en el puerto serial, así como también estos datos mediante su modulo wifi puedan ser enviados a la nube.

Para empezar, se desarrolló un código en la IDE de Arduino que es compatible con la tarjeta de procesamiento, este código habilita la conexión I2C entre la tarjeta y el sensor MAX30102, el sensor nos entrega datos digitales referentes al LED infrarrojo los mismos que mediante un proceso matemático interno podemos determinar el ritmo cardiaco, en las figuras a continuación podemos observar, la lectura de los datos identificando incluso con un mensaje si se colocó o no el dedo, demostrando el funcionamiento correcto de esta parte del sistema.

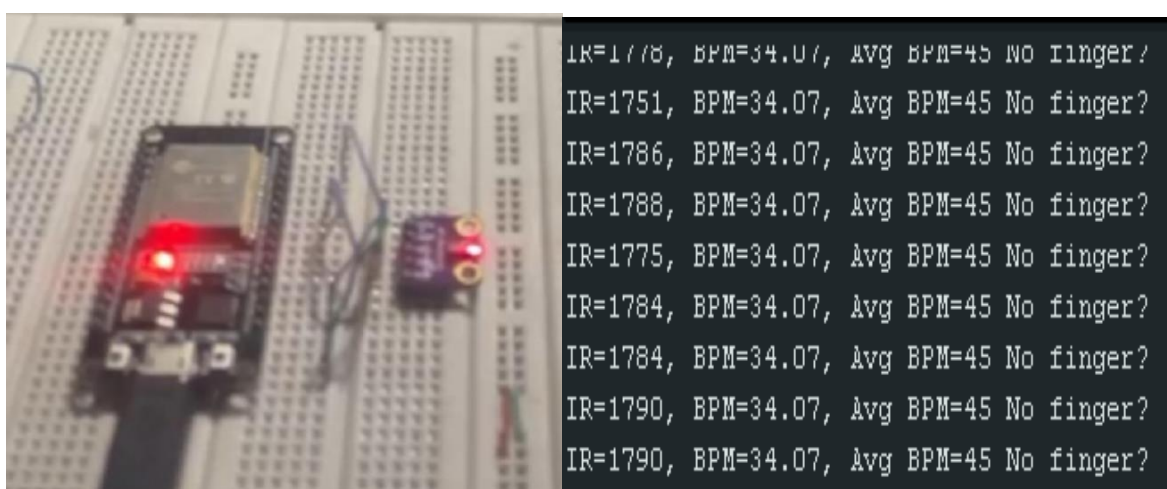


Figura 18. Lectura del sensor sin el dedo.

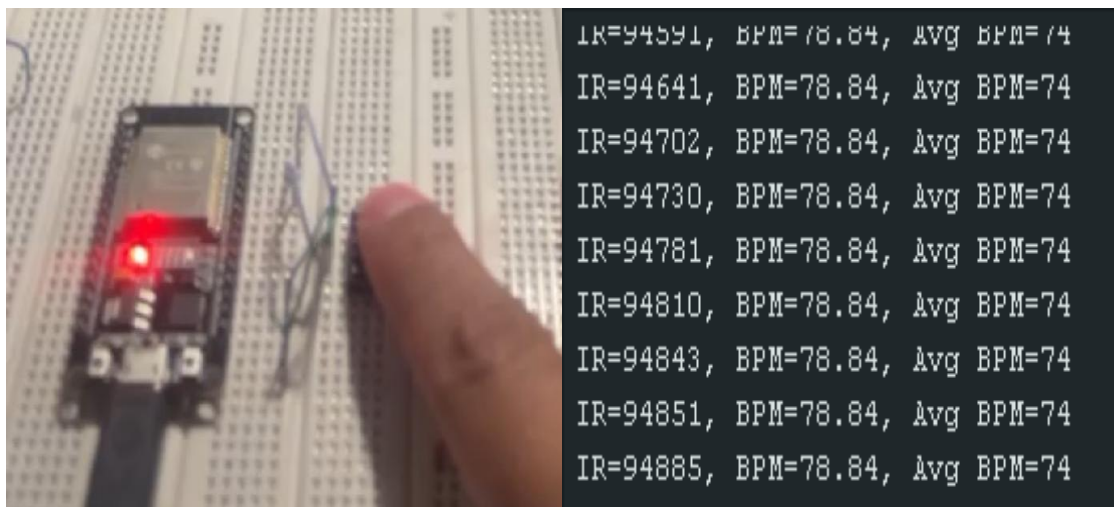


Figura 19. Lectura del sensor con el dedo.

Continuando con las pruebas del hardware, mediante el código programado se habilito el módulo wifi y se realiza el envío de los datos obtenidos del ritmo cardiaco a la nube, se ingresan las credenciales de conexión de la red a la que se va a conectar y mediante una aplicación web, podemos observar los datos enviados que se guardaron a la nube, de igual manera dando como resultado el correcto funcionamiento del módulo wifi de la tarjeta. En la figura 14 se pueden visualizar los datos en la nube enviados por la tarjeta a través del módulo wifi.

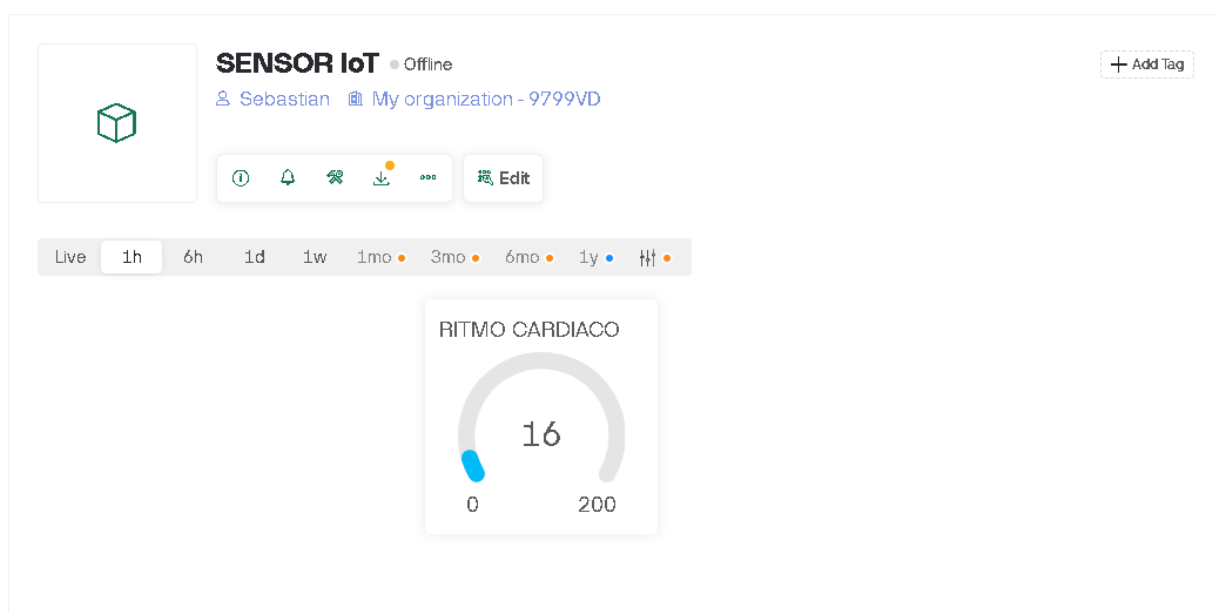
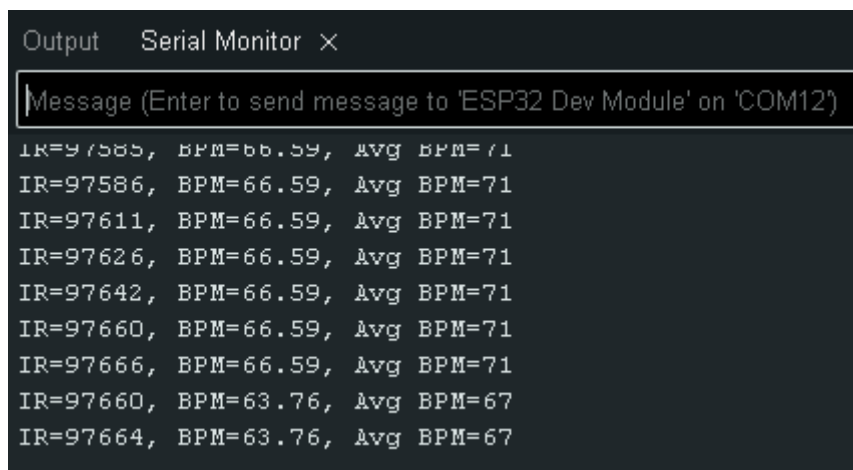


Figura 20. Lectura de datos de la nube.

Para la implementación del software del sistema de monitorización se realizó una aplicación móvil, que como objetivo principal es que se puedan visualizar los valores obtenidos por el dispositivo implementado desde cualquier parte del mundo en tiempo real. La aplicación utilizada es Blynk, en donde primeramente se hace una configuración interna de los parámetros que se están recibiendo habilitando un puerto virtual, se escoge un widget de visualización que marca el valor del ritmo cardiaco, al terminar la configuración del puerto, se procede a realizar la interfaz de la aplicación y poder visualizar los datos. A continuación, en las siguientes figuras se puede observar los datos obtenidos en el puerto serial y compararlos con los que se puede visualizar en la aplicación, dando como resultado que el software de nuestro sistema funciona correctamente.



Output Serial Monitor X

Message (Enter to send message to 'ESP32 Dev Module' on 'COM12')

```
IR=97585, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97586, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97611, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97626, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97642, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97660, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97666, BPM=66.59, Avg BPM=71  
IR=97660, BPM=63.76, Avg BPM=67  
IR=97664, BPM=63.76, Avg BPM=67
```

Figura 21. Ritmo cardiaco en el puerto serial de Arduino IDE.

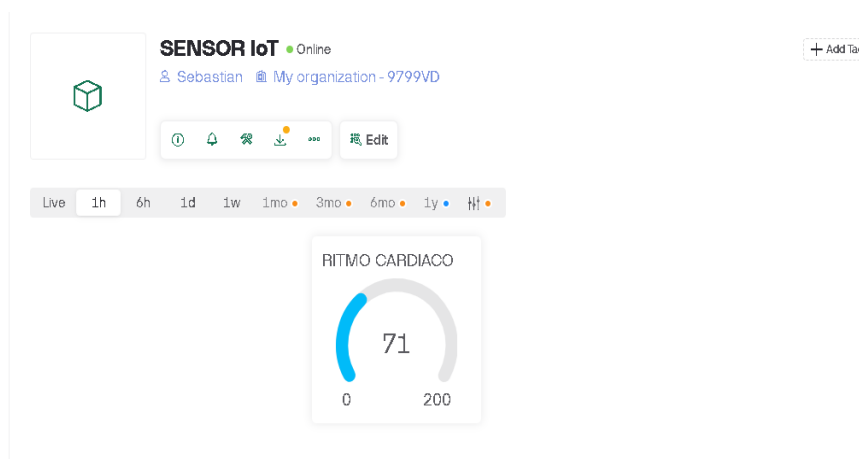


Figura 22. Ritmo cardiaco en la aplicación web.

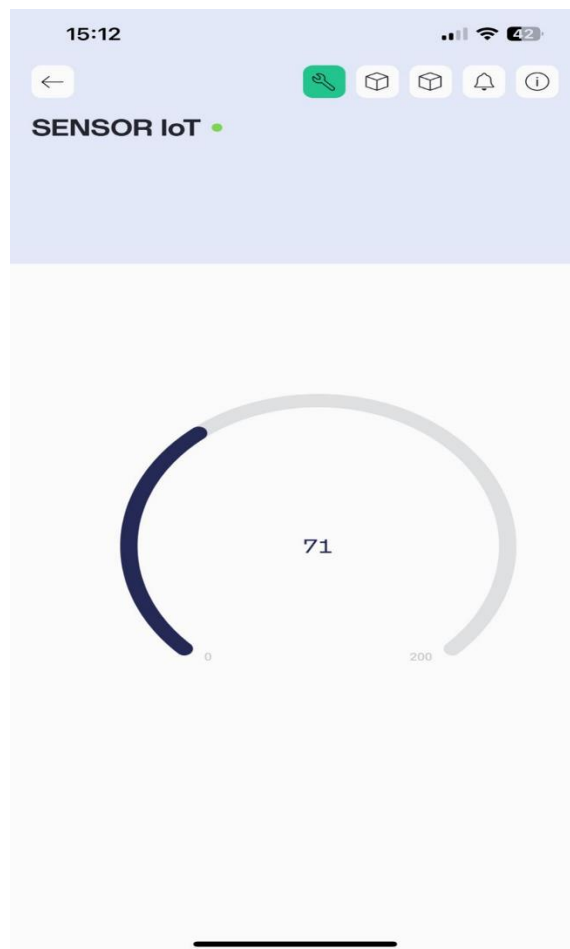


Figura 23. Ritmo cardiaco en la aplicación móvil.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS Y ANALISIS

4.1 Comparación de valores de ritmo cardiaco con dispositivos comerciales

Para evaluar la confiabilidad de los valores obtenidos con nuestro dispositivo, se efectuaron pruebas comparativas utilizando un pulsioxímetro comercial validado por la norma ISO 80601-2-61, que establece los requisitos de seguridad y desempeño para los equipos de oximetría no invasiva. Esta norma además se encarga de regular las mediciones de frecuencia cardiaca (HR) y la cantidad de oxígeno en la sangre (spO2), mediante sensores ópticos como la fotopletismografía (PPG), con esto se busca garantizar que las mediciones cumplan con los estándares aceptados.

El dispositivo comercial 1 (DC1) que se eligió es un pulsioxímetro GLOBUS YM201, que tiene la capacidad de medir de forma precisa la cantidad de oxígeno en la sangre (spO2) y el ritmo cardiaco (HR), además cuenta con un panel led en donde se puede visualizar la forma de onda fotopletismográfica del ritmo cardiaco, el equipo es recomendado para niños y adultos con insuficiencia cardiaca, enfermedades pulmonares, asma, etc. A continuación, en la figura 18 se muestran las lecturas del ritmo cardiaco tomadas por el dispositivo comercial y en la figura 19 se visualizan las que se obtuvieron por el dispositivo implementado.



Figura 24. Ritmo cardiaco en dispositivo comercial.



Figura 25. Ritmo cardiaco del dispositivo desarrollado.

A continuación, en la siguiente tabla se muestran los resultados de las mediciones del ritmo cardiaco capturas por los dos dispositivos. Las pruebas se realizaron a 10 pacientes con edades que comprenden entre los 50-73 años y que tienen una cardiopatía diagnosticada. Se uso este número de pacientes ya que, al ser un estudio piloto tenemos como objetivo evaluar el correcto funcionamiento del sistema tanto en el hardware como en el software.

Una muestra de 10 personas se acepta frecuentemente por que ayuda a identificar errores de diseño, o de programación a su vez tener una retroalimentación para estudios más complejos en el futuro. Las mediciones se realizaron con los pacientes en reposo y en varios horarios, en donde al finalizar el día, se sacó un promedio de las lecturas y ese valor es el que se visualiza en la tabla. Además, se calculó el error absoluto promedio entre los dos dispositivos.

PACIENTE	DISPOSITIVO COMERCIAL 1 (BPM)	DISPOSITIVO IMPLEMENTADO (BPM)	ERROR DC1 (BPM)
1	76	77	1
2	83	82	1
3	75	77	2
4	71	72	1
5	71	70	1
6	78	76	2
7	76	77	1
8	69	68	1
9	70	72	2
10	76	75	1
PROMEDIO			1,3

TABLA 2. Valores capturados por los dispositivos.

El error absoluto promedio es calculado mediante la siguiente formula:

$$EAP = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |M_i - R_i|$$

Donde:

- n = número total de mediciones o pacientes
- M_i = valor medido por el sistema implementado
- R_i = valor medido por el dispositivo comercial
- $|M_i - R_i|$ = valor absoluto de la diferencia entre la medición y la referencia

Tomando los valores obtenidos en las pruebas y que se visualizan en la tabla, calculamos el error absoluto promedio:

$$EAP = \frac{1 + 1 + 2 + 1 + 1 + 2 + 1 + 1 + 2 + 1}{10} = 1.3 \text{ BPM}$$

4.2 Encuestas de aceptación del sistema mediante pacientes

Se recopilaron 10 respuestas de la encuesta aplicada a los pacientes con los que se realizó las pruebas de funcionamiento, los pacientes tienen una edad que va desde los 50-73 años y fueron diagnosticados con una cardiopatía. Esto con el objetivo de evaluar la usabilidad y aceptación del sistema de monitorización. A continuación, se presentan los resultados de las 8 preguntas realizadas.

NIVEL DE SATISFACCION	1	2	3	4	5
PREGUNTAS					
¿Con qué frecuencia utiliza dispositivos de monitoreo de salud (como relojes inteligentes o tensiómetros)?	1	1	3	1	4
¿Qué tan fácil fue para usted utilizar el sistema de monitorización?	0	1	2	3	4
¿Considera que las instrucciones proporcionadas fueron claras y suficientes?	0	1	1	3	5
¿Tuvo dificultades técnicas al utilizar el dispositivo (conexión, encendido, visualización de datos, etc.)?	1	1	1	3	4
¿Qué tan cómodo le pareció el dispositivo durante su uso?	1	0	0	3	6
¿Tuvo molestias físicas (por ejemplo, irritación en la piel o incomodidad por el ajuste del dispositivo)?	0	0	1	1	8
¿Se sintió seguro al confiar en los resultados proporcionados por el sistema?	1	1	1	2	5
¿Según su experiencia recomendaría este sistema a otras personas que necesiten monitorear su ritmo cardíaco?	1	0	0	3	3

TABLA 3. Encuesta de satisfacción a pacientes.

4.3 Encuestas de aceptación del sistema mediante médicos

Se recopilaron 7 respuestas a la encuesta aplicada a médicos, con el objetivo de evaluar la percepción y aceptación del sistema de monitorización. A continuación, se presentan los resultados de las 8 preguntas realizadas.

PREGUNTAS	NIVEL DE SATISFACCION				
	1	2	3	4	5
¿Con qué frecuencia utiliza sistemas de monitorización de ritmo cardíaco en su práctica?	0	1	0	3	3
¿Ha utilizado previamente otros dispositivos similares?	0	1	3	2	1
¿Qué tan fácil le resultó utilizar el sistema de monitorización?	0	0	0	2	5
¿Tuvo dificultades técnicas durante el uso del sistema?	1	0	0	2	4
¿Qué tan precisas le parecieron las mediciones del sistema en comparación con los estándares actuales?	1	0	0	2	4
¿Considera que el sistema detecta adecuadamente anomalías del ritmo cardíaco (por ejemplo, taquicardia, bradicardia, arritmias)?	1	0	3	1	2
¿La información proporcionada por el sistema es suficiente para apoyar el diagnóstico o la toma de decisiones clínicas?	1	0	3	1	2
¿Considera que el uso del sistema mejora la eficiencia en el monitoreo de los pacientes?	1	0	1	3	2

TABLA 4. Encuesta de satisfacción a médicos.

4.4 Análisis de resultados

El cálculo del error absoluto promedio es de suma importancia y es de mucho interés para este estudio debido a que nos permite ver la desviación de los valores obtenidos por nuestro dispositivo en comparación con el pulsioxímetro, es decir mide que tan lejos están el uno del otro, sin importar si son más altos o bajos y evita que los errores se anulen entre sí.

El error absoluto promedio calculado entre nuestro sistema y el dispositivo comercial es de 1.3 BPM, lo cual está dentro de los rangos aceptables para dispositivos médicos de clase II, que generalmente permiten un error de ± 3 BPM. Esto nos indicia que nuestro dispositivo ofrece una alta concordancia en sus medidas tomando de referencia las dadas por el dispositivo comercial, además, que esta baja variación demuestra que tiene una precisión muy alta para que se use en la monitorización del ritmo cardiaco.

Se encuestaron en total 17 personas, 7 profesionales de la salud que evaluaron según su criterio la viabilidad, utilidad y confiabilidad del sistema. Mientras que 10 personas que tienen una enfermedad cardiovascular evaluaron el sistema propuesto tomando en cuenta la comodidad, facilidad de uso y la confiabilidad. En la tabla a continuación podemos verificar un resumen de los aspectos evaluados que convergen entre pacientes y médicos en donde se tiene un análisis en base a las encuestas realizadas:

Categoría Evaluada	Pacientes	Médicos	Análisis
Facilidad de uso	Más del 90% considero como muy fácil el uso del sistema.	Más del 80% opinó que el sistema es fácil de usar y que es intuitivo para el personal.	Hay coincidencia en que el sistema propuesto es fácil de usar y es accesible tanto para el paciente como para el profesional.
Utilidad del sistema	Cerca del 90% creen que les permite controlar mejor su salud y	Más del 80% considera que el sistema propuesto es útil para monitorización.	Las dos partes reconocen que el sistema es muy útil para realizar el

Categoría Evaluada	Pacientes	Médicos	Análisis
	recomendarían el uso del sistema propuesto.		seguimiento médico continuo.
Seguridad y confianza	Mas del 90% se sienten seguros al usar el dispositivo, aunque algunos tienen dudas de los valores.	Los médicos confían en los valores obtenidos, pero piden validaciones.	Pacientes y médicos están abiertos al uso del sistema, pero los médicos sugieren una validación clínica en un entorno real.
Intención de uso futuro	Mas del 90% usaría el sistema, los hace sentir seguros por la monitorización continua de sus signos vitales.	Cerca del 90% lo recomienda para implementación hospitalaria y remota.	El sistema tiene una buena aceptación tanto en pacientes como médicos, para aplicaciones médicas en el entorno clínico y monitorización remota personal.

TABLA 5. Resumen de aspectos evaluados.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

El presente trabajo demuestra que la implementación del sistema para la monitorización del ritmo cardiaco usando la tecnología denominada PPG, demostró ser funcional operando de manera exitosa el hardware con el software, pudiendo realizar un seguimiento de forma remota y en conjunto todo el sistema logro obtener de forma continua la lectura de este importante signo vital.

En el análisis de investigación que se realizó en este trabajo, se comparó diferentes tecnologías que se usan para realizar la medición del ritmo cardiaco. El sistema propuesto implementado mediante tecnología de fotopletimografía destaco por varios factores; entre ellos el costo de acceso, su facilidad de uso y por ser un equipo portable, con ciertas deficiencias que otras tecnologías, pero demostró tener la capacidad de realizar un monitoreo continuo.

La implementación del hardware se realizo exitosamente con el sensor óptico max302102, la tarjeta ESP32 y demás componentes que se consiguieron en el mercado local y con un costo muy accesible. Mediante las pruebas unitarias se pudo corroborar que el dispositivo implementado realizaba la lectura del ritmo cardiaco, en donde se visualizaba una buena estabilidad con la persona en reposo, pero tenia interferencias en movimientos o si el sensor no estaba bien pegado a la piel.

La implementación del software se realizó en Arduino IDE, una plataforma de código abierto que facilito el desarrollo del programa para la adquisición de la señal, pero sobre todo porque tiene librerías que facilitaron la conexión entre el dispositivo implementado y la aplicación de Blynk en donde se visualizan de forma remota el ritmo cardiaco. Pero sorprendió que a pesar de ser programas gratuitos y una tarjeta con un chip no tan avanzado que se tenga una estabilidad prolongada en la transmisión de datos.

La validación del sistema implementado primeramente en la parte técnica presento un bajo nivel de error con respecto a un dispositivo comercial validado, un error absoluto promedio de 1,3 BPM que esta en el rango de aceptación dado por las normas

internacionales, esto demuestra que se puede confiar en los valores que se muestran en la aplicación de Blynk.

Las encuestas a los pacientes y médicos sobre el sistema de monitorización implementado indicaron una alta aceptación por parte de los dos grupos. La facilidad de uso, la comodidad al usar el dispositivo y sobre todo la visualización de los datos de forma remota fue lo que los llamó la atención. Sin embargo, las encuestas también indicaron que los pacientes tienen cierta resistencia por la seguridad de los valores que se obtenían y por parte de los médicos al buscar que el sistema tenga un sustento clínico y que se hagan las pruebas en ese entorno.

Recomendaciones

En la parte del hardware se recomienda usar un sensor de luz verde que se usa para mediciones del ritmo cardiaco en condiciones de movimiento o estrés físico, este sensor tiene una mayor precisión en lecturas en condiciones de sudor, movimiento y luz. Se podrían además agregar acelerómetros para corregir artefactos de movimiento y se podría implementar también un módulo de carga inalámbrica que facilitaría su uso.

En el software se recomendaría la optimización del código así se reduciría considerablemente el consumo de batería y aumentaría el tiempo de uso del equipo en el paciente y así también mejoraría considerablemente el seguimiento de un paciente. Así como también se podría usar un entorno de programación con mejores funciones en donde incluso se podría usar IA para mejorar la funcionalidad del sistema en la determinación de una arritmia con mayor velocidad y mejor precisión.

Médicos recomiendan realizar la validación del dispositivo mediante comparación de los valores obtenidos, con otras tecnologías que miden el ritmo cardiaco como son un EkG, con pruebas bajo condiciones de movimiento o estrés físico. Además de que consideran muy importante realizar la validación del sistema en un ambiente clínico y sobre todo en el entorno que ellos se encuentran.

Además, se recomienda también un mayor numero de pacientes para que la validación del sistema tenga robustez estadística. Que el sistema sea usado en centros rurales, en el hogar, y comprobar su funcionamiento como una aplicación de telemedicina. Por ultimo y no menos importante se recomienda certificar el sistema ante entidades regulatorias para comercializarlo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] «Ecuador acumula pacientes con enfermedades cardiovasculares | CEAP :: Centro de Estudios Asia-Pacífico». Accedido: 9 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://ceap.espol.edu.ec/es/content/ecuador-acumula-pacientes-con-enfermedades-cardiovasculares>
- [2] C. A. Dattoli-García *et al.*, «Infarto agudo de miocardio: revisión sobre factores de riesgo, etiología, hallazgos angiográficos y desenlaces en pacientes jóvenes», *Arch. Cardiol. México*, vol. 91, n.º 4, pp. 485-492, dic. 2021, doi: 10.24875/acm.20000386.
- [3] Y. Y. Ortega Torres, N. B. Armas Rojas, R. de la Noval García, I. Castillo Arocha, R. Suárez Medina, y A. F. Dueñas Herrera, «Incidencia del infarto agudo de miocardio», *Rev. Cuba. Investig. Bioméd.*, vol. 30, n.º 3, pp. 345-353, sep. 2011, Accedido: 9 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0864-03002011000300005&lng=es&nrm=iso&tlng=es
- [4] K. R. Espinosa-Yépez y M. P. García-Cevallos, «Infarto agudo de miocardio en Ecuador: carga de la enfermedad y distribución geográfica», *Metro Cienc.*, vol. 31, n.º 3, Art. n.º 3, sep. 2023, doi: 10.47464/MetroCiencia/vol31/3/2023/18-27.
- [5] D. P. Vélez, «Diseño de un dispositivo wearable para el monitoreo de la oxigenación y ritmo cardíaco», *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 7, n.º 1, Art. n.º 1, oct. 2020, Accedido: 9 de julio de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/801>
- [6] G. E. Chanchí Golondrino, M. A. Ospina Alarcón, y M. E. Monroy, «Arquitectura IoT para el desarrollo de sistemas de monitorización y análisis de variables fisiológicas en el área de asistencia médica», *Investig. E Innov. En Ing.*, vol. 8, n.º 3, pp. 1-13, 2020.
- [7] F. Gil Borrallo, «Sistema de medida de tensión arterial en dedos con fotopletismografía: sistema PPG.», 2018, Accedido: 7 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.comillas.edu/xmlui/handle/11531/22581>
- [8] B. E. Nasimba Anchapaxi, «Implementación de sistemas e-textiles orientados al cuidado de la salud dela adulto mayor : Implementación de un sistema e-textil orientado al monitoreo del ritmo cardíaco del adulto mayor.», bachelorThesis, Quito : EPN, 2023., 2023. Accedido: 7 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/23799>

- [9] B. Cruz, L. Ricalde, L. Ayala, y G. Catzín, «Diseño e implementación de un sistema para el monitoreo de los sonidos cardiacos», Accedido: 7 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.amca.mx/memorias/amca2011/papers/amca2011-82-tema2.pdf>
- [10] M. Cárdaña-Arranz, J. Gonzalez-Enriquez, y E. E. Garcia-Carpintero, «Monitorización cardíaca mediante dispositivos Holter con electrodos textiles para detección de fibrilación auricular tras ictus criptogénico.», 2022, Accedido: 7 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/20.500.12105/14666>
- [11] A. Hawa Calvo, «Sistema de monitorización de signos vitales», 2011, Accedido: 11 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://hdl.handle.net/20.500.12930/1162>
- [12] R. J. Oré Alvarez, «Desarrollo De Un Sistema Embebido Para La Estimación De La Frecuencia Respiratoria Basado En Señales De Fotopletismografía», 2023, Accedido: 11 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.untels.edu.pe/jspui/handle/123456789/1171>
- [13] C. Barriuso Medrano, «Sistema de medida de SPO2 basado en fotopletismografía de ultra bajo consumo», Proyecto/Trabajo fin de carrera/grado, Universitat Politècnica de València, 2017. Accedido: 12 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/handle/10251/80496>
- [14] «e-REdING. Biblioteca de la Escuela Superior de Ingenieros de Sevilla.» Accedido: 13 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://biblus.us.es/bibing/proyectos/abreproy/90024>
- [15] alldatasheet.com, «MAX30102 PDF». Accedido: 6 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/view/859400/MAXIM/MAX30102.html>
- [16] «ESP32 DEVKITC V1 30 pines», AV Electronics. Accedido: 7 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://avelectronics.cc/producto/esp32-devkitc-v1-30-pines/>
- [17] «rechargeable lithium ion polymer battery 3.7V 1700mAh 505060-DTP-battery». Accedido: 7 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://dtpbattery.com/a/505060-3-7v-1700mah-li-ion-battery-flat-lithium-polymer-batteries.html>

[18] [www.alldatasheet.com](http://www.alldatasheet.com/html-pdf/1132405/ASIC/TP4056/110/1/TP4056.html), «TP4056 datasheet (1/17 Pages) ASIC». Accedido: 7 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://www.alldatasheet.com/html-pdf/1132405/ASIC/TP4056/110/1/TP4056.html>

[19] «Software | Arduino». Accedido: 9 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.arduino.cc/en/software>

[20] «Blynk: a low-code IoT software platform for businesses and developers». Accedido: 9 de enero de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://blynk.io>

ANEXOS

Preguntas de la encuesta realizada a los pacientes.

1. ¿Con qué frecuencia utiliza dispositivos de monitoreo de salud (como relojes inteligentes o tensiómetros)?
2. ¿Qué tan fácil fue para usted utilizar el sistema de monitorización?
3. ¿Considera que las instrucciones proporcionadas fueron claras y suficientes?
4. ¿Tuvo dificultades técnicas al utilizar el dispositivo (conexión, encendido, visualización de datos, etc.)?
5. ¿Qué tan cómodo le pareció el dispositivo durante su uso?
6. ¿Tuvo molestias físicas (por ejemplo, irritación en la piel o incomodidad por el ajuste del dispositivo)?
7. ¿Se sintió seguro al confiar en los resultados proporcionados por el sistema?
8. ¿Según su experiencia recomendaría este sistema a otras personas que necesiten monitorear su ritmo cardíaco?

Preguntas de la encuesta realizada a los médicos.

1. ¿Con qué frecuencia utiliza sistemas de monitorización de ritmo cardíaco en su práctica?
2. ¿Ha utilizado previamente otros dispositivos similares?
3. ¿Qué tan fácil le resultó utilizar el sistema de monitorización?
4. ¿Tuvo dificultades técnicas durante el uso del sistema?
5. ¿Qué tan precisas le parecieron las mediciones del sistema en comparación con los estándares actuales?
6. ¿Considera que el sistema detecta adecuadamente anomalías del ritmo cardíaco (por ejemplo, taquicardia, bradicardia, arritmias)?
7. ¿La información proporcionada por el sistema es suficiente para apoyar el diagnóstico o la toma de decisiones clínicas?
8. ¿Considera que el uso del sistema mejora la eficiencia en el monitoreo de los pacientes?