



**UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA  
DE SANTA ELENA  
FACULTAD DE SISTEMAS Y TELECOMUNICACIONES**

**TÍTULO**

Diseño e implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables  
bioeléctricas

**AUTOR**

**Villón Quimi Andrés Steven**

**TRABAJO DE TITULACIÓN**

Previo a la obtención del grado académico en  
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

**TUTOR**

**Ing. Manuel Montaña Blacio. MSc.**

**La Libertad, Ecuador**

**Año 2024**

# TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN



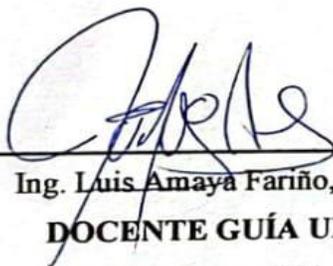
---

Ing. Ronald Rovira Jurado, PhD.  
**DIRECTOR DE LA CARRERA**



---

Ing. Manuel Montaña Blacio, Mgt.  
**DOCENTE TUTOR**



---

Ing. Luis Amaya Fariño, Mgt.  
**DOCENTE GUÍA UIC/  
ESPECIALISTA**



---

Ing. Corina Gonzabay De La A, Mgt.  
**SECRETARIA**

## **DECLARACIÓN DE DOCENTE TUTOR**

En mi calidad de Docente Tutor del Trabajo de Integración Curricular, “**Diseño e implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables bioeléctricas**”, elaborado por **Villón Quimi Andrés Steven**, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, Facultad de Sistemas y Telecomunicaciones de la Universidad Estatal Península de Santa Elena, previo a la obtención del título de Ingeniería en Telecomunicaciones, me permito declarar que, tras supervisar el desarrollo y estructura final del trabajo, este cumple y se ajusta a los estándares académicos. En consecuencia, lo considero apto en todos sus aspectos y listo para ser evaluado por el docente especialista.

Atentamente,



---

Ing. Manuel Montaña Blacio. MSc.

**DOCENTE TUTOR**

## DECLARACIÓN AUTORÍA DEL ESTUDIANTE

El presente trabajo de Integración Curricular con el título, “**Diseño e implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables bioeléctricas**”, elaborado por **Villón Quimi Andrés Steven**, declaro que la concepción, análisis y resultados son originales a la actividad educativa en el área de Telecomunicaciones.

Atentamente,



---

Andrés Steven Villón Quimi

C.I: 2450415183

## **DECLARACIÓN DE DOCENTE ESPECIALISTA**

En mi calidad de Docente Especialista del Trabajo de Integración Curricular, **“Diseño e implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables bioeléctricas”**, elaborado por **Villón Quimi Andrés Steven**, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, Facultad de Sistemas y Telecomunicaciones de la Universidad Estatal Península de Santa Elena, previo a la obtención del título de Ingeniería en Telecomunicaciones, me permito declarar que, tras supervisar el desarrollo y estructura final del trabajo, este cumple y se ajusta a los estándares académicos. En consecuencia, lo considero apto en todos sus aspectos y listo para la sustentación del trabajo.

Atentamente,



---

Ing. Luis Amaya Fariño. Mgt.

**DOCENTE ESPECIALISTA**

## DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, VILLÓN QUIMI ANDRÉS STEVEN

### DECLARO QUE:

El trabajo de Titulación, “**Diseño e implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables bioeléctricas**” previo a la obtención del título en Ingeniero en Telecomunicaciones, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

Atentamente,



---

Andrés Steven Villón Quimi

C.I: 2450415183

## AGRADECIMIENTO

En primer lugar, a Dios, por ser mi fortaleza y mostrarme perseverancia. A mi familia, por darme su apoyo y consejos en cada paso logrado. Gracias a ello se ha podido lograr esta meta a pesar de todas las dificultades.

A mi pareja Carolina, por brindarme su amor incondicional, su paciencia y su apoyo constante. Cada una de tus palabras han sido una fuente de inspiración para lograr cada uno de mis objetivos. Gracias por estar a mi lado y por nunca dejarme solo.

Agradecimiento a la Ing. Marcia Bayas, PhD, por su apoyo, consejos y por brindarme su tiempo que han sido valioso en mi crecimiento personal. De igual forma a los miembros del grupo de investigación TECED: al Ing. Ronald Rovira por permitirme formar parte de este grupo como ayudante de investigación. Así también un agradecimiento a los docentes que formaron parte de este camino, brindándome sus experiencias y conocimientos para poder alcanzar este logro.

Finalmente, a mi padre que, a pesar de no encontrarse en este mundo, siempre ha estado presente en los momentos más difíciles, dándome ánimos y luz de esperanza y que a pesar de las adversidades siempre existe una salida.

*Andrés Steven, Villón Quimi*

## **DEDICATORIA**

A mi familia, que ha sido un pilar fundamental en mi formación académica y por mostrarme su apoyo ante cualquier adversidad.

A mi pareja por ser mi motivación y por creer siempre en mí. Por darme su apoyo y brindarme su amor incondicional.

*Andrés Steven, Villón Quimi*

## INDICE GENERAL

<b>TÍTULO</b> .....	I
<b>TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN</b> .....	2
<b>DECLARACIÓN DE DOCENTE TUTOR</b> .....	3
<b>DECLARACIÓN AUTORÍA DEL ESTUDIANTE</b> .....	4
<b>DECLARACIÓN DE DOCENTE ESPECIALISTA</b> .....	5
<b>DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD</b> .....	6
<b>AGRADECIMIENTO</b> .....	7
<b>DEDICATORIA</b> .....	8
<b>INDICE GENERAL</b> .....	9
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	14
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	16
<b>RESUMEN</b> .....	17
<b>ABSTRACT</b> .....	18
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	19
<b>CAPÍTULO I</b> .....	20
<b>1. FUNDAMENTACIÓN</b> .....	20
<b>1.1. Antecedentes</b> .....	20
<b>1.2. Descripción del Proyecto</b> .....	22
<b>1.3. Objetivos del proyecto</b> .....	22
<b>1.3.1. Objetivos General</b> .....	22
<b>1.3.2. Objetivos Específicos</b> .....	22
<b>1.4. Justificación</b> .....	23
<b>1.5. Alcance del proyecto</b> .....	24

1.6. Metodología .....	25
Método fenomenológico .....	25
Método hermenéutico .....	25
Método práctico proyectual.....	26
<b>CAPITULO II.....</b>	<b>27</b>
<b>2.1. Marco Contextual.....</b>	<b>27</b>
<b>2.2. Marco Conceptual .....</b>	<b>28</b>
<b>2.2.1. Variables fisiológicas .....</b>	<b>28</b>
<b>Frecuencia cardiaca: .....</b>	<b>28</b>
<b>Saturación de oxígeno:.....</b>	<b>29</b>
<b>Temperatura corporal: .....</b>	<b>29</b>
<b>Rangos comparativos de los parámetros fisiológicos según MedlinePlus ....</b>	<b>29</b>
<b>2.2.2. La tecnología en el campo de la salud .....</b>	<b>30</b>
<b>2.2.3. Internet de las cosas IoT: .....</b>	<b>32</b>
<b>Arquitectura de IoT .....</b>	<b>33</b>
<b>2.2.4. IoT en la Salud.....</b>	<b>34</b>
<b>Funcionamiento de cómo el IoT actúa en la Salud.....</b>	<b>35</b>
<b>Que mejora el Internet de las cosas en la salud.....</b>	<b>36</b>
<b>Ventajas y desventajas del IoT en la salud.....</b>	<b>37</b>
<b>Aplicaciones de IoT en la salud.....</b>	<b>38</b>
<b>2.2.5. Tecnologías de comunicación IoT: .....</b>	<b>38</b>
<b>Arquitectura.....</b>	<b>39</b>
<b>LPWAN .....</b>	<b>39</b>
<b>LoRa: .....</b>	<b>39</b>

<i>Sigfox</i> .....	40
<i>NB-IoT</i> .....	40
<b>Comparativa de los protocolos según sus parámetros</b> .....	41
<b>Wi-Fi</b> .....	41
<b>Redes celulares</b> .....	42
<b>2.2.6. Sistemas Embebidos y Sensores de Adquisición</b> .....	42
<b>Instrumentación y Sensores Biomédicos</b> .....	43
<b>Tarjetas de procesamiento</b> .....	44
<b>2.2.7. Protocolos de comunicación</b> .....	45
<b>MQTT</b> .....	45
<b>CoAP</b> .....	46
<b>HTTP/ HTTPS (Hypertext Transfer Protocol, HTTP Secure)</b> .....	46
<b>2.2.8. Plataformas IoT</b> .....	47
<b>AWS IoT</b> .....	48
<b>IBM Watson IoT</b> .....	48
<b>ThingSpeak</b> .....	49
<b>2.3. Marco Teórico</b> .....	50
<b>CAPITULO III</b> .....	52
<b>3.1. Componentes de la propuesta</b> .....	52
<b>3.1.1. Componentes físicos para el monitoreo de datos</b> .....	52
<b>3.1.1.1. Placa de desarrollo Xiao ESP32C3</b> .....	52
<b>3.1.1.2. Sensor de temperatura MLX90614</b> .....	53
<b>3.1.1.3. Módulo de frecuencia cardiaca y oxígeno en la sangre (MAX30102)</b> .....	54

3.1.1.4. Batería de litio 3.7v 500mAh .....	55
3.1.2. Componentes lógicos .....	56
3.1.2.1. Plataforma IoT .....	56
3.1.2.2. Arduino IDE.....	57
3.1.2.3. FreeCAD.....	57
3.2. Diseño de la propuesta .....	58
3.2.1. Diseño y conexión de los componentes del sistema de monitoreo continuo.....	58
3.2.2. Diseño electrónico.....	60
3.2.3. Diagrama de flujo de la obtención de los datos hasta el envío de información a la plataforma IoT .....	64
3.2.4. Diagrama de flujo de los sensores para la obtención de las variables bioeléctricas. ....	66
3.2.4.1. Diagrama de flujo de programación del sensor de temperatura MLX90614 .....	66
3.2.4.2. Programación del sensor MAX30102 .....	67
3.2.6. Diseño de la carcasa en 3D del prototipo .....	69
3.2.7. Configuración de la plataforma IoT .....	75
3.2.8. Montaje del hardware a la estructura del prototipo.....	77
3.3. Estudio de factibilidad .....	79
3.3.1. Presupuesto de la propuesta.....	79
3.3.1.1. Componentes de hardware .....	80
3.3.1.2. Componentes de la estructura.....	81
3.3.2. Costo total .....	81
CAPITULO IV .....	82

4.1.	Investigación de sensores bioeléctricos.....	82
4.2.	Diseño electrónico y gestión energética.....	83
4.3.	Desarrollo del algoritmo y toma de variables.....	85
4.3.1.	Adquisición de los datos .....	85
4.3.2.	Filtrado de datos.....	86
4.3.3.	Transmisión de datos a la plataforma IoT .....	90
4.4.	Validación y evaluación comparativa de los datos adquiridos.....	90
4.4.1.	Análisis de datos de frecuencia cardiaca en persona joven.....	91
4.4.2.	Análisis de datos de la saturación de oxígeno en persona joven...	93
4.4.3.	Análisis de datos de la temperatura corporal en persona joven...	95
4.5.	Escenario 2: Pruebas de medición a un adulto.....	97
4.6.	Resultados con la plataforma IoT.....	102
4.6.1.	Integración del dispositivo con la plataforma IoT .....	102
4.7.	Pruebas de protocolo de comunicación MQTT con Node-RED .....	103
	<b>CONCLUSIONES</b> .....	106
	<b>RECOMENDACIONES</b> .....	107
	<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	108
	<b>ANEXOS</b> .....	114
	<b>Anexo 1</b> .....	114

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.La tecnología en el campo de la salud .....	31
Figura 2. Simbología general IoT .....	33
Figura 3. Arquitectura de IoT .....	34
Figura 4. IoT en la Salud.....	35
Figura 5. Xiao ESP32C3 [31] .....	53
Figura 6.Sensor MLX90614[32] .....	54
Figura 7. Sensor MAX30102[33].....	55
Figura 8. Batería de litio 3.7v [34] .....	56
Figura 9. Arquitectura para el sistema de monitoreo continuo .....	59
Figura 10. Diagrama electrónico .....	62
Figura 11. Diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo .....	65
Figura 12. Diagrama de flujo del sensor MLX90614 .....	67
Figura 13. Diagrama de flujo del sensor MAX3012.....	68
Figura 14. Diseño: colocación de los sensores en el dispositivo .....	70
Figura 15. Diseño: colocación de ranuras para el microcontrolador y el interruptor..	71
Figura 16. Dimensiones de la base del dispositivo .....	72
Figura 17, Compartimiento de la batería.....	73
Figura 18. Ranura tipo canal para cables de la batería.....	73
Figura 19. Ajustes y modelado de abertura para el dedo del usuario.....	74
Figura 20. Dimensiones de la parte superior del dispositivo .....	75
Figura 21.Diagrama de flujo de la configuración de la plataforma IoT.....	76
Figura 22. Conexión entre los sensores y el microcontrolador .....	78
Figura 23. alojamiento de la batería su estructura correspondiente .....	78
Figura 24. Ensamble del dispositivo IoT .....	79
Figura 25. Grafica de dispersión de frecuencia cardiaca .....	92
Figura 26. Gráfico de dispersión de SpO2 .....	94
Figura 27. Gráfico de dispersión de la temperatura corporal.....	96
Figura 28.Grafico de dispersión de SpO2 .....	98
Figura 29. Gráfico de dispersión de frecuencia cardiaca .....	99

Figura 30. Gráfico de dispersión de temperatura corporal.....	101
Figura 31. Visualización de los datos en la plataforma IoT .....	102
Figura 32. Parámetros de configuración del servidor MQTT .....	104
Figura 33. Visualización de datos en Node-RED .....	105

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Comparación de rangos de las variables fisiológicas [12] .....	29
Tabla 2. Comparación de ventajas y desventajas de IoT en la salud ([19].....	37
Tabla 3. Comparativa de los protocolos de comunicación IoT [23] .....	41
Tabla 4. Características principales de la unidad de control ESP32-C3 .....	53
Tabla 5. características principales del sensor MLX90614.....	54
Tabla 6. Características principales del sensor MAX30102.....	55
Tabla 7. Conexiones del sensor MAX30102.....	63
Tabla 8. Conexiones del sensor MLX90614 .....	63
Tabla 9. Comparativa de sensores para la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno .....	82
Tabla 10. Comparativa de sensores para la temperatura corporal.....	83
Tabla 11. Consumo total de corriente del prototipo propuesto .....	84

## RESUMEN

Los dispositivos y sistemas de monitoreo son herramientas indispensables en el ámbito de recolección de señales bioeléctricas, las cuales son operadas por personal capacitado en instituciones de salud, y en otros casos son accesibles pero se necesita de un personal certificado. El objetivo de este trabajo es diseñar un dispositivo capaz de registrar parámetros como la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal, empleando sensores de alta precisión y un diseño compacto y funcional. Posteriormente estos datos son enviados a través de Internet a una plataforma IoT para el monitoreo continuo por parte del personal especializado. La interfaz permite monitorear los datos recolectados y en caso de obtener alguna anomalía, se presenta una alerta en la interfaz para una atención oportuna al usuario. Este desarrollo responde a la necesidad de contar con dispositivos accesibles que permitan la adquisición de variables bioeléctricas de manera no invasiva, contribuyendo al avance en áreas de monitoreo de salud y la biotecnología.

**Palabras claves:** monitoreo continuo, plataforma IoT, señales bioeléctricas

## ABSTRACT

Monitoring devices and systems are essential tools in the field of bioelectric signal collection, which are operated by trained personnel in health institutions, and in other cases are accessible but require certified personnel. The objective of this work is to design a device capable of recording parameters such as heart rate, oxygen saturation and body temperature, using high-precision sensors and a compact and functional design. These data are then sent via the Internet to an IoT platform for continuous monitoring by specialized personnel. The interface allows monitoring of the collected data and in case of obtaining any anomaly, an alert is presented in the interface for timely attention to the user. This development responds to the need for accessible devices that allow the acquisition of bioelectric variables in a non-invasive manner, contributing to progress in the areas of health monitoring and biotechnology.

**Keywords:** continuous monitoring, IoT platform, bioelectrical signals

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad, el avance de la tecnología ha permitido el desarrollo de dispositivos innovadores en el ámbito de la salud, facilitando la monitorización y gestión de condiciones médicas mediante la adquisición de variables bioeléctricas. La integración de la Internet de las Cosas (IoT) en estos dispositivos ha abierto nuevas posibilidades para la recopilación y análisis de datos en tiempo real, mejorando significativamente la calidad de la atención médica. Sin embargo, la disponibilidad de dispositivos especializados que permitan la adquisición eficiente y precisa de señales bioeléctricas sigue siendo limitada [1].

Este proyecto de desarrollo se enfoca en el diseño e implementación de un dispositivo IoT para que sea eficiente en el manejo y adquisición de señales bioeléctricas, tales como: la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal. La búsqueda de ciertos aspectos económicos es necesaria para garantizar la precisión, fiabilidad y eficiencia del dispositivo, así como su viabilidad económica y en comparación en el ámbito social y tecnológico.

El desarrollo de este dispositivo tiene un impacto crucial en los avances tecnológicos dentro de los campos de la biotecnología y atención sanitaria, además, promoverá a la disponibilidad de herramientas de monitorización avanzadas, y poder mejorar la calidad de vida de los pacientes y optimizar la gestión de recursos en entornos clínicos.

## CAPÍTULO I

### 1. FUNDAMENTACIÓN

#### 1.1. Antecedentes

En la actualidad, la adquisición precisa y eficiente de variables bioeléctricas para el monitoreo médico representa un desafío significativo. Los dispositivos y tecnologías utilizados habitualmente para este fin presentan limitaciones en términos de precisión, tamaño y conectividad, lo que dificulta su aplicación efectiva en entornos médicos y su integración en sistemas de telemedicina. El monitoreo y registro de variables bioeléctricas, como la actividad eléctrica del corazón (ECG), la actividad cerebral (EEG), comúnmente se los realiza en entornos clínicos utilizando equipos especializados y costosos. Sin embargo, con los avances de la tecnología de sensores y la conectividad inalámbrica, es posible desarrollar dispositivos portátiles y asequibles para que puedan integrarse en la vida cotidiana de las personas [2].

La necesidad del desarrollo de este trabajo surgió en el proyecto de investigación multidisciplinar “*Investigación sobre aplicaciones IoT en la adquisición de señales bioeléctricas*” (CUP: 91870000.0000.389571), liderado por el grupo de investigación Tecnología, Ciencia y Educación (TECED) de la facultad de Sistemas y Telecomunicaciones. Debido a que en la actualidad se busca que todo este interconectado y debido a esto se habla de Internet de las Cosas (IoT), por tal motivo se busca desarrollar un dispositivo capaz de adquirir y procesar datos bioeléctricos y puedan ser transmitidos hacia una plataforma por medio de internet. Aunque ya existen desarrollos similares a este proyecto, lo que se busca es darle un giro revolucionario y que este dispositivo pueda integrarse en la vida cotidiana de los usuarios, permitiendo obtener un dispositivo compacto y no invasivo para la toma de variables bioeléctricas y puedan hacerlo desde cualquier parte.

En [3] los autores desarrollaron un sistema para toma de variables electrocardiogramas, se desarrolló un monitoreo sobre el ritmo cardiaco

implementando un ECG inalámbrica con tecnología IoT. Utilizaron partes importantes como el tipo de sensor, la logística de los sensores, las características de la tarjeta de procesamiento, que se trabajó con una tarjeta AD8232 y tecnología Wi-fi donde colocaron electrodos procurando una lectura de 12 derivaciones, los electrodos son interconectados a la tarjeta de procesamiento, cada cable se enlaza a un electrodo específico colocado en el pecho. Se obtuvo como resultado una conexión eficiente del 80% entre el sensor y la plataforma IoT, logrando un sistema de captación de señales electrocardiográficas portátil, de fácil transporte, de bajo consumo gracias a su tamaño y peso, permitiendo tomar muestras en cualquier lugar con acceso a internet. Sin embargo, se pudo determinar que el proyecto no conto con un sistema de filtrado óptimo, de igual forma el uso de la cantidad de electrodos, es bastante y se podría trabajar con mucho menos ya que cada electrodo puede almacenar su propia información y así hacerlo un poco más compacto.

En [1] los autores trabajaron en el desarrollo del prototipo electromédico que sirve de gran ayuda para adquirir los signos vitales. Se trabaja con una tarjeta electrónica ChipKIT, en donde se procesa y prepara las diferentes señales para ser presentadas al usuario. La tarjeta electrónica permite la adquisición del pulso, el cual consiste en filtrar y amplificar una señal eléctrica que emite un fototransistor con la variación de la intensidad de luz al colocarlo en la punta del dedo. Al final se obtuvo una implementación de un sistema de medición no invasivo de señales bioeléctricas, compuesto por varias etapas: adquisición, filtrado y adicionales. Sin embargo, la tarjeta electrónica utilizada presenta ciertas instrucciones, la cual consiste en adquirir unos sensores adecuados que tengan la misma topología de la tarjeta para obtener un mejor resultado, si no se debe hacer mejoras en los componentes y su configuración, para no obtener errores a la hora de realizar las mediciones. Es necesario hacer una conexión adecuada y tomar una posición cómoda durante la medición para evitar movimientos del usuario.

En el presente trabajo de investigación a realizar se busca mejorar estas falencias que pueden aparecer al realizar este dispositivo, se busca aprovechar los avances en las

tecnologías IoT y sensores bioeléctricos para poder diseñar un dispositivo compacto, preciso y económico para la adquisición de variables bioeléctricas. Al finalizar obtendremos un dispositivo compacto, el cual nos permitirá recolectar, procesar y transmitir los datos obtenidos y enviarlos a una plataforma central.

## **1.2. Descripción del Proyecto**

El proyecto a desarrollar consiste en el desarrollo de un dispositivo basado en la tecnología de Internet de las Cosas (IoT) que permita adquirir, procesar, y transmitir de manera óptima las variables bioeléctricas. El dispositivo está diseñado para medir señales bioeléctricas como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno en la sangre y la temperatura corporal mediante sensores adecuados y un microcontrolador que recolecta la información y envía los datos a una plataforma central.

## **1.3. Objetivos del proyecto**

### **1.3.1. Objetivos General**

- Diseñar e implementar un dispositivo IoT capaz de adquirir, procesar y transmitir de manera eficiente variables bioeléctricas para su aplicación en el monitoreo y gestión de condiciones médicas.

### **1.3.2. Objetivos Específicos**

- Investigar las características técnicas de los sensores adecuados para la toma de señales bioeléctricas, considerando su precisión, tamaño y consumo de energía.
- Diseñar un circuito electrónico para el condicionamiento de las señales y garantizar una alta precisión y una mínima interferencia.
- Desarrollar un algoritmo que permita adquirir los datos de los sensores para el envío de la información a una plataforma central.
- Validar el funcionamiento del dispositivo elaborado y evaluar los resultados mediante comparaciones con instrumentos calibrados para obtener el margen de error.

#### **1.4. Justificación**

En la actualidad, los sistemas de Internet de las cosas (IoT) están revolucionando la forma en que se adquiere y procesa la información, aportando soluciones innovadoras para una amplia gama de aplicaciones. En medicina y la biotecnología, los sistemas IoT tienen un gran potencial para mejorar la recolección de señales bioeléctricas, permitiendo un seguimiento más preciso y continuo de las condiciones médicas de los usuarios [2].

Desde un punto de vista social, la implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables bioeléctricas podría tener un impacto significativo en la calidad de vida de los usuarios. Al permitir un monitoreo más preciso y continuo de sus condiciones médicas, este dispositivo podría facilitar la detección temprana de problemas de salud y mejorar la calidad de la atención médica, especialmente para aquellos que viven en áreas remotas o tienen dificultades para acceder a servicios médicos especializados. Y de igual forma a la detección temprana de alguna enfermedad crónica la cual requiera un cuidado minucioso.

A nivel económico, el proyecto se centró en la viabilidad financiera del dispositivo. El diseño para elaborar se fundamenta en el uso de sensores y tarjetas de procesamiento que sean de fácil acceso, lo que mantendrá un bajo costo de producción. Además, al tratarse de un dispositivo compacto y de bajo consumo de energía, su mantenimiento y funcionamiento serán sencillos y económicos, haciéndolo adecuado para su despliegue a gran escala. Así mismo, se considera más portable y accesible, para cualquier tipo de persona.

Desde el punto de vista tecnológico, este proyecto tiene como objetivo avanzar en el desarrollo de algoritmos y sistemas de transmisión de datos eficientes y seguros para garantizar la integridad de la información médica. Se explorarán tecnologías emergentes, para mejorar la precisión y utilidad de los datos recopilados, lo que contribuirá al avance de la tecnología IoT aplicada a la atención médica y la biotecnología.

Este trabajo de investigación se justifica ante las necesidades técnicas que presentan ciertos equipos médicos en términos de conectividad a Internet, lo cual impide la recolección y transmisión eficiente de señales bioeléctricas. Concretamente se pretende desarrollar un sistema de adquisición, procesamiento y transmisión de señales bioeléctricas que sea continuo y estos datos sean enviados a una plataforma central, el prototipo mejorará la eficiencia y precisión del monitoreo, de igual forma servirá como base para incrementar el interés investigativo en el área de las aplicaciones biomédicas.

### **1.5. Alcance del proyecto**

El alcance de este proyecto de investigación cubre las siguientes áreas:

- Investigación de sensores: Se analizarán las características técnicas de los sensores y se escogerán los que sean óptimos para obtener las señales bioeléctricas, evaluando su precisión, tamaño, y consumo energético.
- Diseño de circuitos Electrónicos: Se diseñará un circuito electrónico para la obtención de las señales recibidas, asegurando una eficiencia óptima y minimizando las interferencias.
- Desarrollo de algoritmos: Se desarrollará un algoritmo que permitirá adquirir, procesar y transmitir los datos recolectados por los sensores. Este algoritmo integrará métodos estadísticos para el filtrado de datos atípicos y posteriormente ser enviados a una plataforma central para su respectivo análisis.
- Validación y Pruebas: El dispositivo será sometido a pruebas exhaustivas en un entorno controlado, comparando sus resultados con instrumentos validados y evaluando su desempeño en condiciones reales de uso. Se documentarán las pruebas y se realizarán los ajustes necesarios para optimizar el funcionamiento del dispositivo.

## 1.6. Metodología

**Método fenomenológico:** es una metodología cualitativa que busca comprender las experiencias vividas por las personas desde su propia perspectiva. El enfoque está en describir y analizar las formas en que los individuos perciben y experimentan ciertos fenómenos sin imponer interpretaciones externas. Este método recolecta datos a través de entrevistas en profundidad, observaciones y análisis de textos, buscando la lógica y estructura de las experiencias subjetivas [4].

El objetivo de este método es entender la experiencia en su complejidad; esta comprensión busca la conciencia y las opiniones sobre el fenómeno. El artículo [5] presenta los principios fundamentales de la fenomenología y sus técnicas para recopilar y analizar datos. Además, destaca la importancia de descripciones precisas de la subjetividad y la experiencia personal en el proceso de investigación.

Este método se emplea en el proyecto de investigación para entender las experiencias y necesidades de los usuarios y profesionales médicos. Este enfoque permitirá identificar claramente las percepciones, expectativas y problemas que preocupan a los usuarios en el seguimiento de variables bioeléctricas. Además, esto asegura que el dispositivo sea simple y útil para quienes necesitan monitorear variables, logrando un impacto positivo en el campo de la salud y la tecnología.

**Método hermenéutico:** la hermenéutica se emplea como un método de interpretación que busca entender textos, expresiones y actos de las personas en su contexto histórico, cultural y social. Este método toma un enfoque cualitativo que intenta desentrañar las intenciones y contextos detrás de las expresiones humanas, permitiendo una comprensión profunda y contextualizada [6].

En el artículo [7] describe la teoría de la hermenéutica la cual está basada en la comprensión del texto desde la perspectiva del autor. En donde se busca comprender el sentido profundo de los fenómenos humanos, más allá de su apariencia superficial.

En el contexto del trabajo de investigación, este método servirá para el análisis de documentos y estudios previos sobre dispositivos de monitoreo bioeléctrico. También permitirá hacer una interpretación de los datos recolectados, las cuales tendrán un contexto social y técnico, permitiendo comprender como los diferentes factores influyen en la adopción y uso de tecnologías de monitoreo bioeléctrico. Este enfoque permitirá crear un dispositivo IoT que no solo sea eficiente, sino también significativo y relevante para los usuarios.

**Método práctico proyectual:** se trata de una metodología flexible y adaptable que tiene como objetivo gestionar el proceso de diseño de manera eficaz y eficiente. Este método es un proceso iterativo que combina la teoría y la práctica en el desarrollo de proyectos de diseño. Además, este método se centra en la planificación, diseño y ejecución de proyectos concretos, la cual sigue un ciclo iterativo de diseño, implementación y revisión, asegurando que el proyecto evolucione y mejore continuamente basado en retroalimentación y resultados obtenidos [8].

En el proyecto de investigación este método ayudará al desarrollo del prototipo inicial y al diseño del circuito electrónico para el condicionamiento de señales. Además, se realizará pruebas en un entorno controlado para evaluar la precisión y eficiencia del dispositivo, para la calibración del dispositivo en base a instrumentos validados. Este método brinda un enfoque práctico la cual garantiza que el dispositivo sea funcional y adecuado para su uso en aplicaciones de monitoreo de variables bioeléctricas.

## CAPITULO II

### 2.1. Marco Contextual

La salud es uno de los aspectos más importantes en la vida de las personas, ya que afecta directamente su bienestar y calidad de vida. La capacidad de monitorear y gestionar la salud de manera efectiva es crucial para prevenir enfermedades, mejorar el tratamiento y reducir los costos médicos. Las variables fisiológicas, como la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y la temperatura corporal, son indicadores clave del estado de salud de una persona. Estos parámetros pueden proporcionar información valiosa sobre el funcionamiento del cuerpo y alertar sobre posibles problemas de salud.

Según el estudio [9] determina que la capacidad de medir estas variables de manera precisa y en tiempo real puede mejorar significativamente la gestión de enfermedades crónicas, permitir la detección temprana de anomalías y reducir la carga sobre los sistemas de salud mediante la atención preventiva.

La implementación de un dispositivo IoT para la toma de variables bioeléctricas será dirigido a personas con dificultades para asistir a centro médicos ya sea por complicaciones de movilidad o por enfermedades crónicas. Este dispositivo permitirá un monitoreo constante y preciso, la cual se podrá conectar con los centros médicos para una gestión oportuna basada en datos. Esta tecnología tendrá una revolución en el contexto de la atención médica, facilitará el acceso de este servicio sin necesidad de desplazamientos frecuentes, mejorando la calidad de vida de los pacientes.

El proyecto se enfocará en hogares y clínicas con el objetivo de mejorar el seguimiento de pacientes con movilidad limitada o enfermedades duraderas. Este dispositivo IoT transformará la manera en que se lleva a cabo el monitoreo continuo, ofreciendo a los usuarios y profesionales una solución útil, económica y efectiva.

## **2.2. Marco Conceptual**

El marco conceptual de este proyecto abarca diversos temas fundamentales para el diseño e implementación del dispositivo IoT para la adquisición de variables bioeléctricas. Se explorarán las señales bioeléctricas, así como su rango de parámetros y como estos varían según las edades. Además, abordaremos las diferentes arquitecturas que se presenta en la implementación de IoT en el campo de la salud. Finalmente, se analiza los diferentes tipos de comunicación que IoT ofrece para determinar cuál es la más viable para el proyecto de investigación. Este marco conceptual proporciona una base teórica y técnica esencial para el desarrollo del proyecto.

### **2.2.1. Variables fisiológicas**

Las variables fisiológicas son indicadores cuantificables de los procesos biológicos que ocurren en el cuerpo humano que pueden ser monitoreadas para evaluar la salud y el bienestar de una persona. Estas variables reflejan el funcionamiento de los diferentes sistemas corporales, como el sistema cardiovascular, respiratorio, digestivo, endocrino y nervioso. Su monitoreo y análisis son fundamentales para evaluar el estado de salud general de una persona, detectar posibles enfermedades y tomar medidas oportunas [10].

Las variables fisiológicas son ampliamente utilizadas en el ámbito médico, deportivo y en la investigación científica. Las variables por estudiar en este trabajo de investigación son:

#### **Frecuencia cardiaca:**

La frecuencia cardiaca es el número de veces que el corazón late por minuto. Es un indicador crucial del estado de la salud cardiovascular y puede variar según la edad, el sexo, el nivel de actividad física y el estado emocional de una persona. Una frecuencia cardiaca normal es esencial para mantener una adecuada circulación sanguínea y garantizar el suministro de oxígeno a los órganos y sistemas. La

medición de la frecuencia cardiaca se realiza comúnmente mediante dispositivos electrónicos que detectan los pulsos eléctricos producidos por el corazón [11].

**Saturación de oxígeno:**

La saturación de oxígeno en la sangre, o saturación de oxígeno, indica el porcentaje de hemoglobina en la sangre que tiene oxígeno. Esta medida muestra cuán bien el sistema respiratorio oxigena la sangre y envía oxígeno a las células del cuerpo. Este dato es clave para evaluar cuán eficiente es el sistema respiratorio y la habilidad del cuerpo para llevar oxígeno a los tejidos [11].

**Temperatura corporal:**

La temperatura corporal es la habilidad del cuerpo humano para producir y liberar calor. Esta medida fisiológica es controlada por el hipotálamo y es vital para mantener un entorno adecuado para las reacciones químicas y los procesos metabólicos. La temperatura corporal se puede medir en varias partes del cuerpo, incluida la boca, los oídos, las axilas y el recto [11].

**Rangos comparativos de los parámetros fisiológicos según MedlinePlus**

Un estudio realizado por MedlinePlus determino el rango de parámetros a considerar de las variables fisiológicas, compuesto por los rangos de normal, bueno y malo en comparación con las diferentes edades de los seres humanos [12].

A continuación, se presenta una tabla comparativa (Tabla #1) que describen los diferentes rangos de normal, bueno y malo, para las variables fisiológicas en diferentes edades:

*Tabla 1. Comparación de rangos de las variables fisiológicas [12]*

Variable	Edades	Rango Normal	Rango Bueno	Rango Malo
	Recién Nacidos	120-180	130-160	<120 o >180

<b>Frecuencia cardiaca (lpm)</b>	Niños (1-11 años)	70-100	75-95	<70 o >100
	Adolescentes (12-17 años)	60-100	65-90	<60 o >100
	Adultos (18-65 años)	50-90	55-85	<50 o >90
	Adultos Mayores (>65 años)	50-100	55-90	<50 o >100
<b>Saturación de oxígeno (SatO2 %)</b>	Recién Nacidos	92-98	94-97	<92 o >98
	Niños	94-98	95-98	<94 o >98
	Adultos	95-100	96-99	<95 o >100
<b>Temperatura (°C)</b>	<b>Recién Nacidos</b>	<b>36-37.5</b>	<b>36.3-37.2</b>	<b>&lt;36 o &gt;37.5</b>
	Niños	36-37	36.2-36.8	<36 o >37
	Adultos	36.5-37.5	36.8-37.2	<36.5 o >37.5

Monitorear las variables fisiológicas como la frecuencia cardiaca, la saturación de oxígeno y la temperatura corporal son esenciales para evaluar y mantener una buena salud. Estos parámetros varían con la edad y los diferentes rangos que se pueden presentar, permitiendo un seguimiento y poder detectar y tratar anomalías a tiempo.

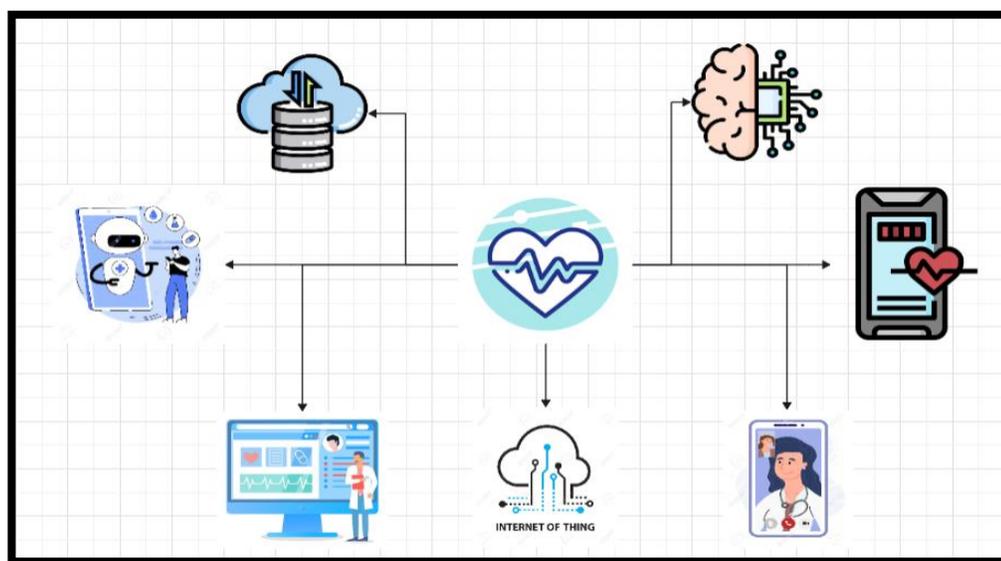
### 2.2.2. La tecnología en el campo de la salud

En los últimos años, la tecnología en el ámbito de la salud ha facilitado grandes progresos en diferentes áreas. Las innovaciones tecnológicas han aumentado la exactitud en los diagnósticos, ayudando en el seguimiento de pacientes, mejorando los tratamientos y fomentando la prevención de enfermedades.

Una de las principales contribuciones de la tecnología en la salud es el desarrollo de dispositivos médicos avanzados. Desde equipos para resonancias magnéticas y tomografías, hasta dispositivos portátiles para el monitoreo de pacientes, estas herramientas han mejorado significativamente la capacidad de los profesionales de la salud para detectar y tratar enfermedades de manera oportuna [13].

Además, la tecnología ha transformado el área de la telemedicina, haciendo posible consultas y cuidado médico a distancia, lo que ha resultado ser muy útil en zonas apartadas o en momentos de crisis donde el acceso a la atención médica presencial es escaso.

La integración de tecnología en la salud permite obtener un monitoreo continuo de las variables fisiológicas, proporcionando datos precisos y accesibles para los usuarios como para los profesionales médicos. Los dispositivos de IoT recopilan y transmiten información con una conectividad que nos permite una gestión proactiva de la salud, reduciendo la necesidad de visitas frecuentes al médico y mejorando la calidad de vida de los pacientes [14].



*Figura 1. La tecnología en el campo de la salud*

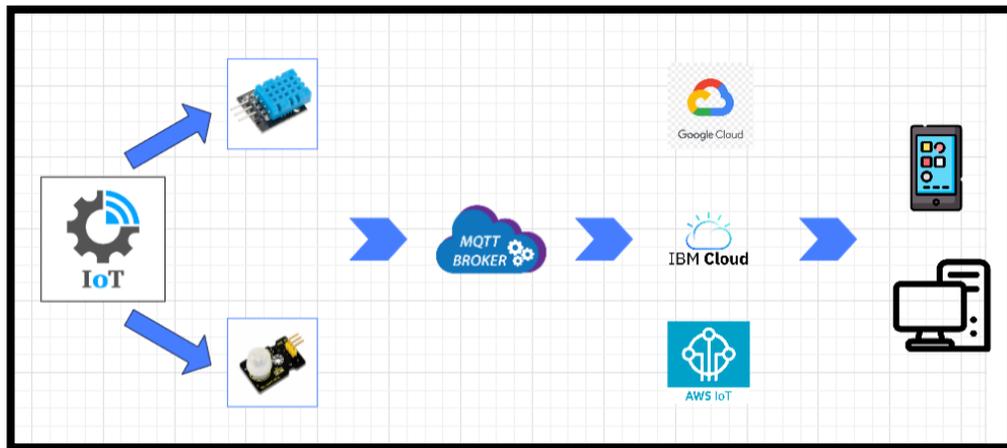
En la figura 1, se ilustra como la tecnología ha transformado el campo de la salud mediante la integración de diversas herramientas tecnológicas, tales como: la inteligencia artificial y el almacenamiento en la nube la cual permiten un análisis avanzado y el acceso remoto a los datos médicos, mejorando la precisión de diagnóstico y facilitando la colaboración entre profesionales. De igual forma se integra la tecnología IoT, la cual permite recopilar y transmitir datos en tiempo real, mientras que a telemedicina permite consultas y seguimientos remotos, ampliando el acceso a la atención médica. Todas estas tecnologías crean un entorno de salud más eficiente, accesible y personalizado.

### **2.2.3. Internet de las cosas IoT:**

IoT es una red de objetos digitalizados y dotados con características particulares de cómputo, comunicación y sensorial, los cuales están interconectados a la nube (Internet) y/o entre ellos realizando una tarea específica en el proceso, proporcionando información de interés al centro de datos, la cual normalmente es enviada y recibida en tiempo real para la toma de decisiones y acciones oportunas por humanos o por un sistema M2M (Machine to Machine) [1].

El internet de las cosas (IoT) es un concepto que hace referencia a la conexión digital de objetos cotidianos a Internet. El concepto de Internet de las Cosas fue propuesto en 1999 por Kevin Ashton del Centro de Identificación Automática del MIT, donde realizó investigaciones sobre identificación por radiofrecuencia (RFID) en red y tecnologías de sensores.

IoT es la idea de conectar dispositivos (ordenadores, teléfonos inteligentes, artículos electrónicos y sensores) a internet, donde a menudo pueden comunicarse con otros dispositivos sin intervención humana. El IoT no se trata solo de dar conectividad a las “cosas”. Todos estos “productos inteligentes” generan grandes cantidades de datos y proporcionan a los fabricantes información valiosa sobre su uso, problemas y necesidades de los consumidores. Esto permite conocer sus hábitos e incluso anticiparnos a sus deseos para ofrecer productos y servicios desarrollados a la medida de cada usuario [15].



*Figura 2. Simbología general IoT*

En la figura 2, nos brinda una vista general de como los dispositivos y sensores IoT recopilan datos del entorno, los envían a un bróker MQTT, que luego son reenviamos a plataformas en la nube para almacenamiento y análisis. Finalmente, los datos procesados están disponibles para los usuarios finales a través de dispositivos móviles, pc, etc. Este diagrama muestra una solución típica de IoT donde la eficiencia y la conectividad son clave para el manejo y uso de los datos en tiempo real.

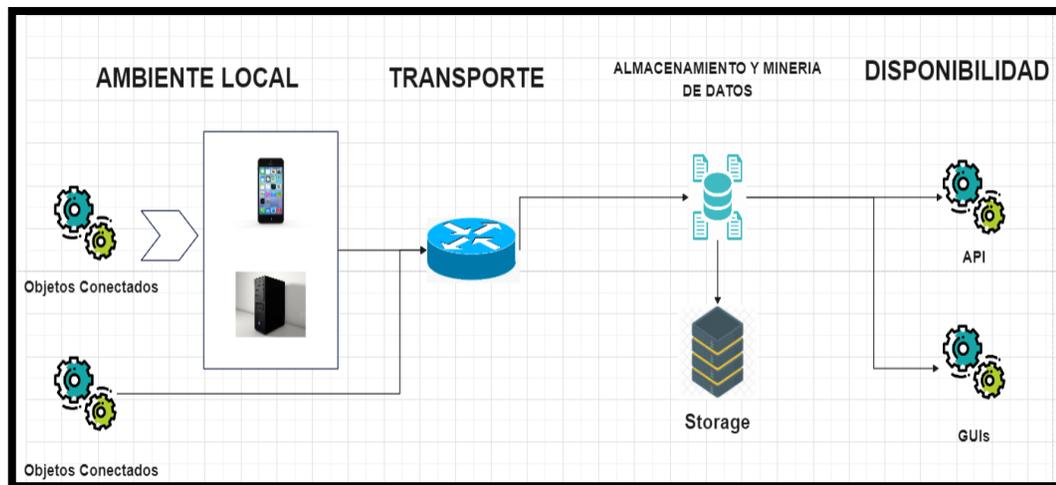
### **Arquitectura de IoT**

En la tecnología IoT es posible aplicarla en muchos campos de desarrollo, sin embargo, sin importar el campo o el tipo de tecnología al que este asociado (electrodomésticos, sensores), la IoT obedece al mismo tipo de arquitectura, según Bruno Dorsemaine [16] clasifico la arquitectura en cuatro niveles (Figura #3.), las cuales se detallan a continuación:

- Entorno local: Contiene los objetos conectados y los puntos de recogida locales, estos elementos se comunican a través de tecnologías cableadas (Ethernet, fibra óptica, etc.) o enlaces inalámbricos (Bluetooth, Wifi, etc.). Los puntos de recogida locales pueden ser teléfonos inteligentes, pequeños

ordenadores y otros objetos. A veces estos puntos de recogida permiten la interacción directa del usuario con los objetos.

- Transporte: permite que los objetos o los puntos de recogida locales se comuniquen con los servidores.
- Almacenamiento de datos: generalmente tienen lugar en la nube y permiten el procesamiento de los datos
- Disponibilidad: el usuario y otros sistemas pueden acceder a los datos a través de APIs o GUIs [17].



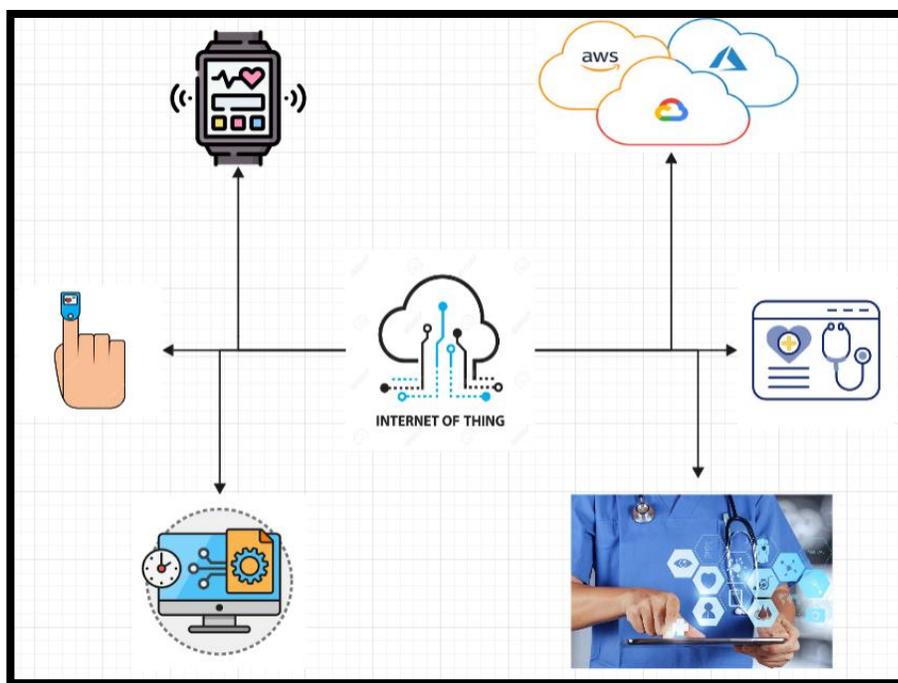
*Figura 3. Arquitectura de IoT*

#### 2.2.4. IoT en la Salud

El Internet de las Cosas (IoT) en la atención médica se refiere al uso de dispositivos cotidianos que están conectados a Internet para recopilar, transmitir y analizar datos de salud de los pacientes en tiempo real. Estos dispositivos van desde sensores portátiles y dispositivos médicos hasta aplicaciones móviles que monitorean diversas variables fisiológicas en cualquier instante.

El IoT en la salud se refiere a la utilización de dispositivos médicos que pueden intercambiar datos informáticos entre sí o conectarse con plataformas en línea mediante una red wifi, con la finalidad de que dichos dispositivos funcionen de

manera sincronizada y le permitan al profesional de la salud manejar toda la información en tiempo real [18].



*Figura 4. IoT en la Salud*

El Internet de las cosas está impactando la atención médica al ofrecer una red de dispositivos conectados que recogen datos en tiempo real (Figura 4). Permite un monitoreo constante y a distancia de los pacientes, facilitando una atención anticipada y personalizada. Los datos recolectados se envían a una plataforma de análisis donde los profesionales de la salud pueden acceder y tomar decisiones informadas. Esto ayuda a aumentar la eficiencia del sistema de salud al disminuir la necesidad de hospitalizaciones, reingresos y citas médicas innecesarias. Esto puede generar importantes ahorros en los costos de atención médica [19].

### **Funcionamiento de cómo el IoT actúa en la Salud**

El funcionamiento del IoT en la asistencia sanitaria se basa en una arquitectura multicapa:

- Capa física: Comprende los dispositivos IoT, como sensores, dispositivos portátiles, monitores de salud y otros dispositivos inteligentes que recopilan

datos. Estos dispositivos pueden medir una variedad de parámetros vitales, como la frecuencia cardíaca, la presión arterial, la temperatura corporal, la actividad física y el nivel de azúcar en sangre.

- Capa de red: es la responsable de lograr una conectividad y transmisión de los datos entre los dispositivos IoT y los servidores locales. Utilizan protocolos de comunicación como WiFi, Bluetooth, Zigbee o LoRaWAN.
- Capa middleware: Actúa como intermediario entre la capa de red y la capa de aplicación, este se encarga de procesar, filtrar y agregar los datos recopilados por los dispositivos IoT. El middleware limpia, estandariza y enriquece los datos utilizados en las aplicaciones de salud.
- Capa de aplicación: en esta capa se encuentran las aplicaciones y plataformas que utilizan los datos procesados por la capa middleware para proporcionar servicios específicos en el campo de la salud. Estas aplicaciones pueden incluir sistemas de monitoreo externo de pacientes, plataformas de gestión de registros médicos electrónicos, herramientas de análisis de datos y sistemas de apoyo a la toma de decisiones [20].

### **Que mejora el Internet de las cosas en la salud**

El IoT tiene un gran impacto en la mejora significativa de la industria de la salud en los siguientes aspectos:

- Calidad de la atención médica: Los pacientes podrán experimentar una atención más personalizada que vaya con sus necesidades, además que sea precisa y oportuna.
- Experiencia del paciente: Mejorará la satisfacción del paciente reduciendo los tiempos de espera, las molestias y la necesidad de hospitalización.
- Eficiencia del sistema de salud: Optimizará los recursos disponibles, contribuyendo a nuevos avances y reducirá los costos de operación.
- Prevención de enfermedades: Ayuda a detectar enfermedades de forma temprano, esto permitirá al personal de salud tomar medidas preventivas de manera oportuna.

- Investigación y desarrollo: Acelerará el desarrollo de nuevos medicamentos y tratamientos [18].

### **Ventajas y desventajas del IoT en la salud**

A continuación, se presenta una tabla comparativa (Tabla #2) que abarca las ventajas y desventajas que nos ofrece la tecnología IoT en la salud, en donde se determina que nos brinda una mejor gestión y mayor eficiencia, pero también se presenta riesgos de privacidad, costos, etc.

*Tabla 2. Comparación de ventajas y desventajas de IoT en la salud ([19])*

<b>Ventajas</b>	<b>Desventajas</b>
Monitoreo en tiempo real de los usuarios	Riesgos de privacidad y seguridad de los datos.
Detección temprana de problemas de salud.	Costos iniciales de implementación.
Mejor gestión de enfermedades crónicas.	Riesgos de fallas técnicas y ciberseguridad.
Reducción de costos de atención médica.	Problemas de compatibilidad y estandarización
Acceso a datos en tiempo real para toma de decisiones.	Requiere infraestructura de red robusta.
Mayor eficiencia operativa y optimización de recursos.	Dependencia de la tecnología y posibles fallos técnicos.

El IoT en la salud resuelve problemas relacionados con la falta de monitoreo, la cual permite tener un mejor seguimiento a las variables de los pacientes fuera del entorno hospitalario. De igual forma ayuda a obtener una mejor gestión de los recursos

médicos, ya que se optimiza el uso de recursos y reduce costos. Además, crea nuevos accesos a servicios de salud a través de telemedicina y monitoreo remoto [18].

### **Aplicaciones de IoT en la salud**

- **Monitoreo continuo:** El IoT permite el monitoreo constante de las condiciones de salud de los pacientes en tiempo real, mejorando la detección temprana de anomalías y la gestión de enfermedades crónicas.
- **Respuesta rápida:** La capacidad de percibir información de forma inmediata permite devolver una respuesta más rápida y eficiente a las emergencias médicas, mejorando los resultados clínicos y reduciendo los índices de mortalidad.
- **Reducción de costos:** La implementación de IoT en la salud puede reducir significativamente los costos al disminuir la necesidad de hospitalizaciones prolongadas y visitas frecuentes al médico, gracias a un monitoreo más eficiente y preventivo ([20]).

La tecnología IoT en la salud está transformando la entrega y gestión de los servicios de salud. Mediante un monitoreo continuo y proactivo, la tecnología permite una atención al paciente personalizada y económica. A pesar de los retos sobre la seguridad y los altos costos, las ventajas y posibilidades de las tecnologías IoT en la atención médica son enormes, ya que mejoran la calidad de vida de los pacientes y la eficiencia de los servicios de salud.

#### **2.2.5. Tecnologías de comunicación IoT:**

La tecnología de comunicación IoT es un conjunto de estándares y protocolos diseñados para permitir la interconexión y comunicación entre dispositivos y el internet. Estas tecnologías facilitan la transmisión de datos entre sensores, actuadores y sistemas de procesamiento y análisis, permitiendo la recolección y procesamiento de datos en tiempo real. Estas tecnologías se caracterizan por diferentes factores, como la arquitectura utilizada, los protocolos, la frecuencia, el ancho de banda, la distancia, la latencia y las velocidades de transmisión [21].

Se dedican a proporcionar medios eficientes y fiables para la transmisión de datos en diversas aplicaciones de IoT, incluyendo la salud, la agricultura, la industria, el hogar inteligente, entre otros. En el contexto de la salud, estas tecnologías permiten el monitoreo remoto de pacientes, la transmisión de señales bioeléctricas y la integración de dispositivos médicos con sistemas de gestión de datos.

### **Arquitectura**

La arquitectura de la tecnología de comunicación IoT se basa en las siguientes capas:

- **Capa Física:** Esta capa funciona como un intermediario la cual es responsable de la comunicación física entre dispositivos mediante tecnologías como Bluetooth, Wi-Fi o Zigbee.
- **Capa de Red:** Esta capa es responsable de la comunicación entre el dispositivo y el servidor utilizando protocolos como TCP/IP o HTTP.
- **Capa Middleware:** Esta capa se encarga de integrar y procesar los datos recopilados por el dispositivo utilizando tecnologías como API o SDK.
- **Capa de Aplicación:** Esta capa se encarga de la presentación de los datos recopilados a los profesionales de la salud, utilizando interfaces de usuario como aplicaciones móviles o sistemas de información [22].

### **LPWAN**

Low Power Wide Area Network (LPWAN) son una clase de redes diseñadas para comunicarse a largas distancias con una baja velocidad de datos, lo que las hace ideales para dispositivos IoT que requieren un bajo consumo de energía.

Para determinar el protocolo de comunicación adecuado para la aplicación del dispositivo IoT dependerá de varios factores, como la distancia de transmisión, la velocidad de datos requerida, el consumo de energía, etc. Los protocolos por analizar se detallan a continuación:

#### ***LoRa:***

LoRa es una tecnología de modulación de espectro expandido diseñada para permitir la comunicación a larga distancia con un consumo de energía muy bajo. Es utilizada

principalmente en redes LoRaWAN (Long Range Wide Area Network), que definen la capa de comunicación y la arquitectura de la red para dispositivos LoRa[23].

Para el presente trabajo de investigación, LoRa puede ser utilizado para el monitoreo remoto de pacientes en áreas rurales o de difícil acceso. Los dispositivos equipados con sensores de señales bioeléctricas pueden enviar datos de manera eficiente a través de largas distancias hasta un Gateway, que luego retransmite la información a una plataforma central para su análisis.

### ***Sigfox:***

Sigfox es una tecnología de comunicación que utiliza una red global dedicada para IoT, basada en una modulación de baja potencia y ancho de banda reducido. Está diseñada para transmitir pequeñas cantidades de datos a largas distancias con un consumo mínimo de energía [23].

Sigfox es muy apropiado para aplicaciones donde la transmisión de datos no necesita ser rápida y el volumen de datos a enviar es bajo. En proyectos de IoT de salud, Sigfox se puede usar para mandar datos regularmente sobre la salud de un paciente, como señales bioeléctricas simples o alarmas de baja frecuencia. Esta tecnología es particularmente útil para dispositivos médicos que necesitan una batería de larga duración y buena cobertura en áreas rurales.

### ***NB-IoT:***

Narrowband IoT, es un estándar de comunicación desarrollado por 3GPP que utiliza bandas de frecuencia licenciadas, específicamente diseñadas para mejorar la cobertura en interiores y exteriores, ofrecer una mayor duración de batería y soportar un gran número de dispositivos conectados [23].

En proyectos de IoT en salud, NB-IoT se pueden aplicar en aplicaciones que requieren mayores velocidades de datos y mejor cobertura especialmente en entornos urbanos y edificios. Por ejemplo, los dispositivos portátiles de monitoreo continuo de señales bioeléctricas pueden transmitir datos en tiempo real a instituciones médicas para su análisis inmediato.

### Comparativa de los protocolos según sus parámetros

Se presenta una tabla comparativa (Tabla 3) con varios parámetros de cada protocolo, como la frecuencia, ancho de banda, distancia y latencia, para determinar cuál sería la mejor opción para el presente proyecto de investigación.

Tabla 3. Comparativa de los protocolos de comunicación IoT [23]

Protocolo	Frecuencia	Ancho de Banda	Distancia	Latencia	Velocidad de Datos
<b>LoRa</b>	868 MHz en Europa y 915 MHz en América	125 kHz – 500 kHz	Hasta 15 km	Moderada a Alta	Hasta 50 kbps
<b>Sigfox</b>	<b>868 MHz en Europa</b> <b>915 MHz en America</b>	<b>100 Hz</b>	<b>Hasta 50 km</b>	<b>Alta</b>	<b>Hasta 100 bps</b>
<b>NB-IoT</b>	Bandas LTE	200 kHz	Hasta 10 km	Moderada	Hasta 250 kbps

Cada uno de estos protocolos de comunicación ofrece características únicas que los hacen adecuados para diferentes aplicaciones en el ámbito de IoT y la salud. LoRa y Sigfox son ideales para aplicaciones que requieren comunicación a larga distancia con bajo consumo de energía, mientras que NB-IoT ofrece una mayor velocidad de datos y mejor cobertura en entornos densos y en interiores.

### Wi-Fi

Wi-Fi es una abreviatura de Wireless Fidelity, que es una tecnología de red inalámbrica, actualmente es la más utilizada en la Internet de las cosas. Wi-Fi se basa en el estándar IEEE 802.11, que permite la transmisión de datos a alta velocidad en un rango determinado (hasta unos cientos de metros).

Una de las grandes ventajas que nos ofrece esta tecnología es que dispone de compatibilidad para redes IP, lo cual es muy importante para las redes IoT. Otra ventaja es su alta velocidad de transmisión, que puede alcanzar varios gigabits por segundo en sus versiones más avanzadas, como Wi-Fi 6 (802.11 ax). Esta capacidad es ideal para aplicaciones IoT que requieren la transferencia rápida y confiable de grandes volúmenes de dato, como la transmisión de video en tiempo real o la monitorización de señales bioeléctricas con alta resolución.

Los puntos de acceso Wi-Fi pueden ser fácilmente integrados con los dispositivos IoT, permitiendo una configuración rápida y una comunicación fluida entre el dispositivo de adquisición y la plataforma central de monitoreo [24].

### **Redes celulares**

Las redes celulares han surgido como una alternativa a las comunicaciones IoT, tales como: GSM/GPRS, LTE y 5G esto nos ofrece una amplia cobertura geográfica, lo que las hace ideales para aplicaciones IoT que requieren conectividad en áreas remotas o de difícil acceso. Estas redes, son operadas por proveedores de servicios de telecomunicaciones, la cual brindan transmisión de datos a diversas distancias, cubriendo tanto áreas urbanas como rurales.

Con la llegada de la tecnología 5G, las capacidades de la red móvil evolucionan pasando al siguiente nivel, proporcionando velocidades de transmisión extremadamente altas, latencia ultra baja y una enorme capacidad de conexión. Estas características son ideales y perfectas para aplicaciones de IoT, como la telemedicina de alta precisión, que requieren una respuesta inmediata y una gran cantidad de dispositivos conectados simultáneamente [24].

### **2.2.6. Sistemas Embebidos y Sensores de Adquisición**

Un sistema embebido o integrado es una combinación de hardware y software diseñado para realizar funciones específicas en un dispositivo. Estos sistemas desempeñan un papel fundamental en el campo de la instrumentación biomédica,

permitiendo el desarrollo de dispositivos más avanzados y precisos para el monitoreo y diagnóstico de la salud.

Los sistemas embebidos están compuestos por 4 componentes fundamentales, las cuales se detallan a continuación:

- **Microcomputadora:** es el componente físico que procesa la información que recibe del exterior para que el sistema entregue el resultado para el cual fue programado o diseñado.
- **Sensores:** son dispositivos físicos que detectan estímulos del entorno y alimentan de información a la microcomputadora del sistema.
- **Actuadores:** estos dispositivos están encargados de entregar o ejecutar el resultado de la información que genera el sistema embebido.
- **Software:** es el programa que permite que todo el hardware antes mencionado funcione. [25]

### **Instrumentación y Sensores Biomédicos**

La instrumentación biomédica se encarga del diseño, desarrollo y aplicación de instrumentos y técnicas para medir, procesar y analizar señales biomédicas. Para la toma de señales biomédicas implica el uso de sensores específicos que capturan las variables bioeléctricas y las convierten en datos electrónicos procesables.

Los instrumentos biomédicos utilizan diferentes sensores para captar diferentes tipos de señales fisiológicas, como por ejemplo:

- **Sensores de Frecuencia Cardíaca:** Sensores como Maxim Integrated MAX30100 y MAX30102 se utilizan para medir el pulso. Estos sensores son capaces de medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>) con alta precisión mediante tecnología de fotopletismografía, sin embargo tiene un consumo de energía un poco diferentes.
- **Sensores de Saturación de Oxígeno:** además del MAX30100 y el MAX30102, existe el sensor MAX30105, que ofrece una mayor precisión en

la medición de la saturación de oxígeno y es adecuado para aplicaciones médicas, sin embargo este no mide la frecuencia cardíaca.

- **Sensores de Temperatura Corporal:** El monitoreo de la temperatura corporal utiliza el sensor Melexis MLX90614, un sensor infrarrojo que proporciona mediciones precisas sin contacto, lo que lo hace ideal para aplicaciones de atención médica donde se debe evitar el contacto directo con la piel del paciente.

### **Tarjetas de procesamiento**

La placa de desarrollo es un elemento fundamental en la elaboración de sistemas IoT debido a que proporciona una plataforma flexible y de fácil acceso para el desarrollo de dispositivos médicos. Estas placas suelen incluir microprocesadores, memoria, interfaces de comunicación, etc. Permite a los desarrolladores centrarse en diseñar e implementar funciones específicas para cada dispositivo.

Algunas de las tarjetas más utilizadas en aplicaciones biomédicas son:

- **Arduino:** Plataforma muy utilizada para la creación de prototipos médicos por su sencillez y facilidad de uso.
- **Raspberry Pi:** Proporciona más potencia de procesamiento y es adecuado para aplicaciones que requieren más potencia informática y conectividad.
- **ESP32-C3:** una placa completa debido a que combina potencia de procesamiento, conectividad Wi-Fi y Bluetooth y bajo consumo energético. Es adecuado para aplicaciones de IoT que requieren una conexión inalámbrica potente y eficiente, además de ser muy compacto.

Para el presente trabajo de investigación se ocuparán los sensores MAX30100 que permite adquirir las señales de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno, debido a que tienen una mayor precisión y bajo consumo. Para la temperatura corporal se utilizará el sensor MLX90614, debido a que proporciona mediciones precisas sin contacto, lo que permite tener un dispositivo no invasivo. Para el procesamiento de

las señales se utilizará la tarjeta ES32-C3 ya que destaca por su capacidad de comunicación inalámbrica y bajo consumo energético, lo que lo hace ideal para dispositivos portátiles y no invasivo, utilizados en el monitoreo continuo de pacientes.

### **2.2.7. Protocolos de comunicación**

El internet de las cosas ha transformado la manera en que nos relacionamos con el entorno. La vinculación y la comunicación eficaz entre áreas es esencial para mejorar procesos, incrementar la eficiencia y ayudar en la toma de decisiones informadas. Para facilitar esta integración, se han creado protocolos, que son un conjunto de normas establecidas como un estándar para que dos o mas dispositivos interactúen. Los protocolos más relevantes son:

#### **MQTT**

El transporte de telemetría de colas de mensajes (MQTT) se ha convertido en un estándar ampliamente utilizado en aplicaciones de IoT debido a su simplicidad y eficiencia de recursos.

El protocolo funciona sobre la base de "publicación/suscripción", donde las entidades se suscriben a ciertos temas y reciben mensajes relacionados con esos temas. Permite una comunicación eficiente y escalable, lo cual es esencial en entornos industriales donde la sincronización precisa y la respuesta rápida son importantes [26].

Características principales:

- Bajo consumo de energía y ancho de banda
- Soporta comunicación bidireccional
- Ofrece tres niveles de calidad de servicio (QoS)

Para el proyecto de investigación este protocolo es adecuado para transmitir datos de las señales bioeléctricas desde los sensores hasta una plataforma central del

monitoreo, permitiendo una respuesta rápida y eficiente en aplicaciones de telemedicina y monitoreo remoto de pacientes.

### **CoAP**

El Protocolo de Aplicación Restringida CoAP, desarrollado para dispositivos que tienen recursos limitados y otros dispositivos con capacidad restringida, tiene similitudes con HTTP, pero es más adecuado para entornos limitados. CoAP actúa funcionalmente dentro de un modelo de solicitud y respuesta, como el sistema de encendido y apagado de los sensores y actuadores de IoT. En comparación de MQTT, El CoAP transfiere recursos que pueden ser representados por URI Ideal para aplicaciones en el que no es un simple clic en su lugar [26].

Características principales:

- Diseñado para interoperar con HTTP y RESTful web
- Soporta multicast
- Bajo overhead y parsing simple

El protocolo resulta de gran utilidad en trabajos de investigación, donde las aplicaciones exigen la recogida y monitorización de datos en tiempo real. Su consumo energético y su capacidad para funcionar en redes de bajo ancho de banda garantizan que los sensores puedan funcionar durante un periodo considerable sin necesidad de sustituir frecuentemente las baterías.

### **HTTP/ HTTPS (Hypertext Transfer Protocol, HTTP Secure)**

Son el protocolo básico para la transmisión de datos en Internet y se utilizan ampliamente para la comunicación entre navegadores web y servidores. HTTP facilita un modelo de solicitud-respuesta que permite a un cliente (como un navegador o un dispositivo IoT) enviar solicitudes y recibir respuestas de un servidor [26].

Características principales:

- Amplio soporte y compatibilidad

- Fácil integración con servicios web y API
- Seguridad mejorada con HTTPS

Este protocolo se puede utilizar para enviar datos bioeléctricos a plataformas de análisis y visualización basadas en web. La seguridad proporcionada por HTTPS es esencial para proteger los datos de salud sensibles en tránsito y cumplir con las normas de seguridad y protección de datos. La compatibilidad con HTTP/HTTPS para varios servicios web y su capacidad para transferir datos a través de HTTPS permiten una fácil integración de los dispositivos IoT con plataformas de análisis y almacenamiento en la nube.

### **2.2.8. Plataformas IoT**

Una plataforma de IoT es un conjunto de tecnologías, herramientas y servicios que conectan, administran, monitorean y analizan de manera centralizada dispositivos y sensores de IoT. Estas plataformas facilitan el desarrollo, implementación y operación de soluciones de IoT en diversos campos. Las plataformas de IoT se utilizan para conectar dispositivos, sensores, aplicaciones y datos, permitiendo funciones como análisis, visualización y seguridad. Actúan como intermediarios entre el hardware y el software de gestión, almacenamiento y análisis [27].

Los principales componentes una plataforma IoT:

- **Conectividad:** Los dispositivos y sensores deben poder comunicarse entre sí y con una plataforma central para garantizar una transmisión de datos precisa.
- **Gestión de dispositivos:** las plataformas de IoT deben proporcionar herramientas para gestionar eficazmente los dispositivos conectados a lo largo de su ciclo de vida, incluido el registro, el aprovisionamiento, el monitoreo, las actualizaciones de firmware y el diagnóstico remoto.

- Bases de datos: Permiten recopilar, procesar y almacenar grandes volúmenes de datos generados por los dispositivos y sensores conectados.
- Análisis y visualización de datos: Proporcionan herramientas visuales que ayudan a presentar la información de forma clara y comprensible, facilitando el análisis.

### **AWS IoT**

AWS IoT es una plataforma de servicios en la nube proporcionada por Amazon que le permite conectar y administrar fácilmente dispositivos IoT. Proporciona una amplia gama de servicios, incluida la gestión de dispositivos, la ingesta y el análisis de datos y la integración con otros servicios de AWS. Adecuado para proyectos con altos requisitos en cuanto a escalabilidad y seguridad. Su capacidad de integrarse con otros servicios de AWS permite una infraestructura completa para almacenar, procesar y analizar datos bioeléctricos. La plataforma puede manejar grandes cantidades de datos, lo cual es esencial para aplicaciones de monitoreo a gran escala [27].

Características principales:

- Soporte para protocolos como MQTT, HTTP y WebSockets
- Integración con otros servicios de AWS
- Reglas de enrutamiento y procesamiento de mensajes

AWS IoT proporciona una solución completa para recopilar, procesar y analizar datos bioeléctricos. Las capacidades analíticas avanzadas y la integración con servicios de aprendizaje automático permiten la creación de modelos predictivos para el seguimiento de la salud.

### **IBM Watson IoT**

Una plataforma basada en inteligencia artificial que ofrece servicios para la conectividad, gestión de dispositivos, análisis de datos cognitivos y desarrollo de aplicaciones IoT. Esta plataforma es ideal para proyectos que buscan aprovechar el poder del análisis avanzado y la inteligencia artificial. La capacidad de realizar

análisis predictivo y la gestión remota de dispositivos facilitan el mantenimiento y la optimización del sistema de monitoreo de salud, mejorando la eficiencia y la precisión de las mediciones bioeléctricas [27].

Características principales:

- Soporte para MQTT y HTTP
- Análisis de datos en tiempo real
- Integración con servicios cognitivos de Watson

### **ThingSpeak**

ThingSpeak es una plataforma de IoT basada en la nube que permite la recolección, almacenamiento, análisis y visualización de datos de sensores en tiempo real. Es ampliamente utilizada en aplicaciones de monitoreo debido a su facilidad de uso y características de análisis integradas [27].

Características principales:

- API REST para envío y recuperación de datos
- Visualización de datos en tiempo real
- Análisis con MATLAB

ThingSpeak resulta idóneo para el seguimiento constante de variables bioeléctricas. Poder realizar análisis en tiempo real con MATLAB, permite detectar de inmediato, cualquier irregularidad en los datos, lo cual ayuda a la toma de decisiones acertadas en el menor tiempo posible. Asimismo, su integración con dispositivos ampliamente utilizados como Arduino o ESP32 simplifica el desarrollo y evaluación del sistema.

### **2.3. Marco Teórico**

Actualmente en el país se está desarrollando sistemas con implementación IoT debido a que es una tecnología que permite realizar diferentes aplicaciones como monitoreo o accionar actuadores a través del Internet todo en tiempo real, por lo cual es una herramienta poderosa en la que se tiene que tomar en cuenta para futuros proyectos, por consiguiente, se describe algunos trabajos de grado, las cuales fueron utilizadas por el autor como guía para el desarrollo del proyecto de titulación.

En el trabajo de titulación [28] describe el diseño y desarrollo de un módulo IoT para la adquisición de señales bioeléctricas. Este módulo permite la adquisición, registro y procesamiento de las señales, tales como: Electrocardiograma (ECG), Electroencefalograma (EEG) y Electromiograma (EMG), además menciona sobre la importancia de realizar investigaciones para comprender los principios biológicos y notando que la tecnología IoT está muy poco desarrollada en el país, esta tecnología puede ser utilizada en el campo de la bioingeniería y la instrumentación biomédica, debido a que la tecnología es fácil de integrar en casi cualquier situación o necesidad que ofrece en la vida cotidiana.

En el trabajo de titulación [29] describe el diseño e implementación de un sistema para recolectar y visualizar señales biomédicas de cuatro sensores, tales como: electrocardiograma, electromiografía, humedad de la piel y movimientos corporales. Su objetivo es monitorear y registrar estas señales para su posterior análisis, ayudando a mejorar la prestación de servicios de salud al proporcionar una solución portátil y rentable para una mejor atención médica para una población más amplia.

En el trabajo de titulación [30] describe el diseño y construcción de un módulo didáctico para la adquisición y análisis de señales ECG, EEG y EMG, con el objetivo principal de desarrollar un prototipo de un sistema de monitoreo de variables ambulatorio implementando tecnología IoT, con característica de amplificar, filtrar y acondicionar las señales. Utilizando electrodos conectados a puntos específicos del

cuerpo humano. Y poder transmitir la información obtenida a un servidor web en la nube.

En el trabajo de titulación [15] describe el diseño e implementación de un sistema IoT para señales electrocardiográficas, teniendo como objetivo principal realizar el diseño y modelado de un sistema, para el monitoreo en tiempo real de señales electrocardiográficas, permitiendo a los pacientes monitorear su señal de ECG desde cualquier lugar y tener acceso a información sobre la misma.

## CAPITULO III

### 3.1. Componentes de la propuesta

#### 3.1.1. Componentes físicos para el monitoreo de datos

Los componentes físicos para el desarrollo y puesta en marcha del dispositivo se detallan a continuación para comprender el modo de trabajo y funcionamiento.

##### 3.1.1.1. Placa de desarrollo Xiao ESP32C3

En la figura 5 se observa la placa de desarrollo ESP32-C3, es una mini placa de desarrollo de IoT basada en el chip de modo dual WiFi/Bluetooth Espressif ESP32-C3, lo cual lo vuelve una opción ideal para proyectos que requieren un diseño compacto debido a su tamaño reducido y su alta funcionalidad.

El panel soporta diferentes protocolos de comunicación, como serie, SPI e I2C. En el caso del protocolo I2C, este es particularmente apropiado para la comunicación con sensores que están ubicados dentro del aparato, porque permite recibir datos de sensores directamente en la placa de desarrollo para su posterior procesamiento. En el caso, tiene una antena externa para recibir más intensidad de la señal para las aplicaciones inalámbricas.

El microcontrolador es el componente principal del sistema que permite a través de un algoritmo leer los sensores que se disponen como la frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal, obtener los datos, procesarlos y enviarlos a una plataforma IoT por medio de una conexión a Internet. En la tabla 4, se detallan las características principales de la placa de desarrollo seleccionada para la propuesta, proporcionando una visión completa de sus capacidades y ventajas técnicas [31].

Las lecturas analógicas de los sensores en el microcontrolador admiten voltajes de entrada variables de hasta 3.3V, si se excede este voltaje, la placa puede dañarse o leerse datos erróneos.

Tabla 4. Características principales de la unidad de control ESP32-C3

Características Técnicas	
Modelo	Xiao ESP32-C3
Voltaje de entrada	3.3 [v]
Voltaje de entrada máx.	5 [v]
Conectividad WIFI	Si
Protocolos de comunicación	UART, SPI, I2C
Dimensiones	21 x 17.5 [mm]
Consumo de corriente	[<75 mA]



Figura 5. Xiao ESP32C3 [31]

### 3.1.1.2. Sensor de temperatura MLX90614

Este sensor es un termómetro infrarrojo que permite tomar lecturas de temperatura sin contacto. El sensor se basa en el principio de detectar la radiación infrarroja emitida por objetos, lo que lo convierte en una herramienta útil en una variedad de aplicaciones, desde medir la temperatura corporal hasta el control de la temperatura en procesos industriales.

Es un chip de silicio con una fina membrana micromecanizada, diseñada para ser sensible a la radiación infrarroja emitida por un objeto a distancia. En la figura 6 se muestra el sensor MLX90614 que puede medir temperaturas en un rango de -20 a 120 grados Celsius, y ofrece una alta precisión con una resolución de salida de 0.14 grados Celsius. En la tabla 5 se presentan las características principales del sensor de temperatura corporal[32].

Tabla 5. características principales del sensor MLX90614

Características técnicas	
Modelo	MLX90614
Voltaje operativo	3.3 [v]
Bajo consumo de corriente	170 [uA]
Rango de temperatura	-40 a 85 °C
Protocolo de comunicación	I2C



Figura 6. Sensor MLX90614[32]

### 3.1.1.3. Módulo de frecuencia cardíaca y oxígeno en la sangre (MAX30102)

El sensor de pulso MAX30102, como se muestra en la figura 7, es un dispositivo que integra un oxímetro de pulso y un monitor de frecuencia cardíaca. Cuenta con infrarrojos, fotodetectores, ópticas y circuitos electrónicos de baja frecuencia con supresión de luz ambiental.

Para la propuesta técnica se utiliza este sensor debido a su capacidad de proporcionar datos sobre dos parámetros importantes. Tiene dos LED, uno que emite luz roja y el otro que emite luz infrarroja, funcionan con un fotodetector para medir la cantidad de luz absorbida por el flujo sanguíneo, lo que permite calcular la frecuencia cardíaca y el contenido de oxígeno en la sangre. Por su tamaño físico, esta doble

funcionalidad fue crucial para la integración de la propuesta. En la tabla 6, se presentan las características principales del sensor MAX30102[33].

Tabla 6. Características principales del sensor MAX30102

Características técnicas	
Modelo	MAX30102
Voltaje operativo	5 [v]
Regulador de voltaje	3.3 [v] y 1.8 [v]
Consumo de corriente	1.2 mA
Protocolo de comunicación	I2C
Temperatura de trabajo	-40°C a +85°C
Led rojo (E)	660 nm
Led infrarrojo (D)	920 nm
Dimensiones	18mm x 17mm x 4mm



Figura 7. Sensor MAX30102[33]

#### 3.1.1.4. Batería de litio 3.7v 500mAh

La batería LiPo de 3,7 V y 500 mAh es una fuente de energía recargable muy popular en electrónica compacta, especialmente en dispositivos como auriculares inalámbricos. En el contexto, de la implementación de dispositivos electrónicos destinados al monitoreo continuo, se requiere fuentes de energía confiables y eficientes que permitan un funcionamiento ininterrumpido durante largos periodos de tiempo. Por lo tanto, se eligió esta batería como la fuente de alimentación primaria para nuestro dispositivo de monitoreo de frecuencia cardiaca, oxígeno en la sangre

y temperatura corporal. En la figura 8, se muestra la estructura física de la batería de litio[34].



*Figura 8. Batería de litio 3.7v [34]*

### **3.1.2. Componentes lógicos**

#### **3.1.2.1. Plataforma IoT**

Como parte de los avances tecnológicos destinados a integrar dispositivos inteligentes y optimizar los sistemas de vigilancia, el equipo de investigación de TECED de la facultad de Sistemas y Telecomunicaciones – UPSE, ha desarrollado una plataforma IoT eficiente y flexible. Este entorno tecnológico proporciona una solución integral para la recopilación, procesamiento y transmisión de datos en tiempo real, facilitando el intercambio de información entre dispositivos conectados y sistemas centrales.

La plataforma de IoT desarrollada por el grupo de investigación sirve como base para proyectos que requieren el procesamiento de grandes volúmenes de información proveniente de sensores distribuidos. Su arquitectura está específicamente optimizada para incorporar protocolos de mensajería modernos, asegurando un rápido rendimiento de datos y alta seguridad dentro del contexto del procesamiento de información.

En el contexto de este proyecto, la plataforma se utilizará como medio principal de transmisión de datos bioeléctricos obtenidos por el dispositivo desarrollado. Su arquitectura robusta permitirá la integración de las señales recopiladas de los

sensores hacia el sistema IoT, garantizando que se mantenga la integridad y la precisión de los datos.

La inclusión de esta plataforma IoT en el proceso de desarrollo del proyecto no solo garantiza un entorno confiable para la transmisión de datos, sino que también confirma la utilidad de las nuevas tecnologías desarrolladas por el grupo de TECED, contribuyendo a mejorar el conocimiento en el campo de Internet de las Cosas y sus aplicaciones prácticas [35].

### **3.1.2.2. Arduino IDE**

El entorno de programación se llama entorno de desarrollo integrado (IDE). Este entorno se utiliza para la programación de dispositivos, ya que sirve como una interfaz fácil y con mucha flexibilidad, lo que permite la escritura de códigos especiales para la recopilación de variables bioeléctricas como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno y la temperatura corporal. Debido a la amplia compatibilidad del Arduino IDE con varias placas de microcontroladores, se pueden desarrollar protocolos de comunicación precisos para optimizar la adquisición y transmisión de datos. Además, la capacidad de compilar y depurar código en tiempo real mejora la efectividad del sistema y minimiza la posibilidad de errores, lo que es muy importante para tareas tecnológicamente exigentes [36].

### **3.1.2.3. FreeCAD**

FreeCAD es un software CAD 3D de uso general que se utiliza principalmente para diseñar objetos del mundo real. Este software libre de citadel es conocido por su versatilidad en proyectos de ingeniería, permitiendo el desarrollo de modelos precisos de componentes estructurales y de cuerpo con tres dimensiones fundamentales: altura, ancho y longitud. Estos parámetros son características del objeto y pueden ser variados en cualquier etapa, incluso después de que el objeto ha sido creado.

FreeCAD no está diseñado para un tipo de trabajo concreto, ni para fabricar un tipo de objeto determinado. En su lugar, permite a los usuarios producir modelos de

objetos de tamaños muy diferentes para muchos propósitos, desde pequeños componentes electrónicos a piezas imprimibles en 3D hasta edificios.

La capacidad del software para realizar simulaciones y detallar el análisis del ensamblaje de dispositivos permite predecir problemas que pueden surgir al colocar componentes electrónicos en un ensamblaje y, por lo tanto, hacer que sea posible realizar alineaciones y diseños que sean compactos y cómodos. Además, su entorno paramétrico facilita realizar cambios iterativos durante la fase de desarrollo del diseño, aumentando la eficiencia del diseño y minimizando el riesgo de interferencias mecánicas [37].

### **3.2. Diseño de la propuesta**

La propuesta de este trabajo se fundamenta en la implementación de un sistema basado en tecnologías del Internet de las cosas (IoT) para la adquisición y monitoreo de variables bioeléctricas. La arquitectura planteada se desarrollará bajo un enfoque modular de múltiples capas, considerando que esta metodología permite segmentar las funcionalidades de sistema, optimizando su desempeño y facilitando la resolución de problemas específicos. Cada capa puede encargarse de tareas específicas, como la adquisición de datos, el procesamiento, la comunicación y la gestión de la seguridad. Esta segmentación reduce la complejidad de cada capa individual, garantizando ser un sistema eficiente lo que facilita la identificación y resolución de problemas. [38]

#### **3.2.1. Diseño y conexión de los componentes del sistema de monitoreo continuo**

En la figura 9 se aprecia el diseño del sistema que integra sensores especializados que recogen parámetros clave, como frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal, dato que serán procesados por un microcontrolador central. La arquitectura de este sistema se caracteriza por su enfoque de múltiples capas. Estas capas desempeñan roles específicos y están diseñadas para aprovechar las capacidades del Internet de las cosas (IoT). El modelo está compuesto por cuatro capas: capa de percepción, capa de red, capa de middleware y capa de aplicación [38].

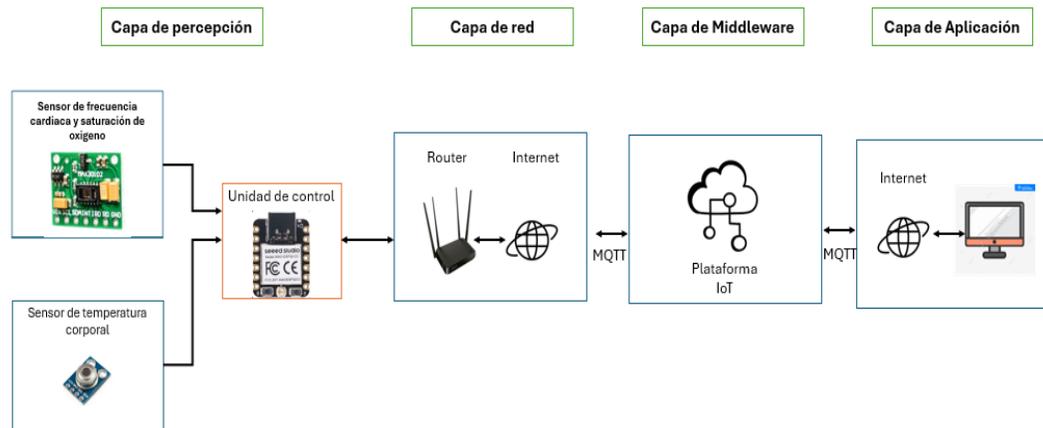


Figura 9. Arquitectura para el sistema de monitoreo continuo

La capa de percepción constituye el nivel fundamental del sistema, encargándose de la detección y adquisición de variables bioeléctricas clave, como la frecuencia cardiaca, la saturación de oxígeno y la temperatura corporal. Los sensores MAX30102 y el MLX90614, integrados en esta capa, son calibrados para proporcionar mediciones precisas y confiables. La información obtenida se transmite a la unidad de control, donde se inicia su procesamiento preliminar. Esta capa es crítica para garantizar que los datos recolectados sean representativos y estén listos para ser enviados a las etapas superiores del sistema.

En el caso del dispositivo, se establece conexión a Internet a través de la capa de red en donde hay implementación de estándares de comunicación inalámbrica, como también WiFi, con el objetivo de tener acceso a la infraestructura de IoT. Esta conexión inicial es muy importante porque hace que los datos generados en la capa de detección se envíen a la siguiente etapa de manera rápida y continua. Una red fuerte previene la insuficiencia del sistema de comunicaciones y, por lo tanto, el monitoreo y control en tiempo real es posible a través de la comunicación remota.

Una vez establecida la conexión, se inicia el protocolo MQTT, que permite la transmisión de los datos recolectados. MQTT se caracteriza por ser un protocolo orientado a la publicación y suscripción, lo que optimiza el envío de datos en tiempo

real desde el dispositivo hacia un broker MQTT, el cual actúa como intermediario para gestionar la información de manera eficiente.

La capa de middleware hace funcional la lógica de comunicación y seguridad. Con la ayuda de MQTT, la información procesada se combina en mensajes en una estructura ligera y formateada en JSON y luego se publica en el tema especificado. Esto permite un movimiento rápido, fácil y seguro de los datos. Además, la capa de middleware también realiza la tarea de reconexión automática en caso de desconexión, lo que permite la continuidad del monitoreo sin mucha pérdida de información.

Finalmente, la interfaz gráfica, como un espejo que refleja datos, recibe y visualiza la información del agente MQTT, permitiendo el rastreo en tiempo real de las métricas bioeléctricas. La interfaz, quizás alojada en una plataforma etérea, facilita el monitoreo de tendencias, la creación de alertas personalizadas y la extracción de conclusiones. El sistema MQTT también permite enviar comandos al dispositivo, como calibrar sensores o reconfigurar el sistema.

### **3.2.2. Diseño electrónico**

La creación del diseño electrónico del prototipo fue realizada a través del programa Fritzing como puede apreciarse en la Figura 10, que es un software ampliamente utilizado para la elaboración de circuitos electrónicos y conexiones. La aplicación permite plasmar la distribución de los componentes electrónicos de una manera ordenada y precisa, lo cual es de gran ayuda a la hora de realizar físicamente el prototipo del circuito, al mismo tiempo que disminuye en gran medida el número de errores en la construcción. A continuación, se detalla un procedimiento de diseño paso a paso de los componentes del prototipo.

#### **Selección de los componentes:**

En este dispositivo se añade un sensor de temperatura, un sensor de frecuencia cardíaca y un sensor de saturación de oxígeno en la sangre, todos conectados a la placa de desarrollo Xiao ESP32-C3. Este microcontrolador fue seleccionado por su

versatilidad y capacidad para manejar múltiples sensores, además de su bajo consumo energético. Esta placa incluye soporte para protocolos de comunicación como I2C, SPI y UART, esenciales para la integración de los sensores. Además de contar con un sistema interno de gestión de carga para baterías, lo que simplifica el diseño al eliminar la necesidad de circuitos externos.

### **Integración de la fuente de alimentación:**

El sistema funciona con una batería de litio de 3,7 V que se conecta directamente a los terminales del microcontrolador. Este microcontrolador contiene un circuito integrado de control de carga que permite:

- Carga de batería a través del puerto USB tipo C
- Supervisar el estado de la carga y proteger la batería contra sobrecargas.

El uso del puerto USB ofrece una doble funcionalidad, debido a que no solo proporciona una ventaja para la recarga de la batería, sino también actúa como una interfaz de programación. Esto simplifica el desarrollo del dispositivo, permitiendo realizar ajustes en el código y configuraciones directamente desde un ordenador [38].

### **Conexión de los sensores**

En cuanto a las conexiones de los sensores, cada sensor está conectado a un pin ESP32-C3 especialmente configurado para comunicación I2C, lo que requiere dos líneas principales:

- SDA (Serial Data Line): Se utiliza para transferir datos entre el microcontrolador y el sensor.
- SCL (Serial Clock Line): Se utiliza para sincronizar las comunicaciones entre dispositivos.

Los pines correspondientes en el ESP32-C3 se configuraron en el código de programación para garantizar que cada sensor funcione correctamente y que las

lecturas de los datos se obtengan de manera sincronizada, esta estructura contribuye a obtener un diseño compacto y ordenado.

### **Simplificación del diseño electrónico**

El diseño se centra fundamentalmente en aprovechar las características integradas que tiene la placa de desarrollo e intenta mantener la cantidad de componentes externos al mínimo. Con ello no sólo se optimiza el tamaño del prototipo sino que se mejora su portabilidad y se asocian costes menores a su producción.

### **Validación del diseño**

El esquema electrónico es simple y funcional, lo que garantiza una buena integración entre los sensores, la batería y la unidad de control, y es un diseño que abunda en la reducción de la interferencia eléctrica y facilita el mantenimiento para futuras ampliaciones del sistema. También se realizó una prueba de la comunicación entre el microcontrolador y el sensor para poder garantizar la precisión de la recogida de datos y el correcto funcionamiento del suministro de energía del sistema.

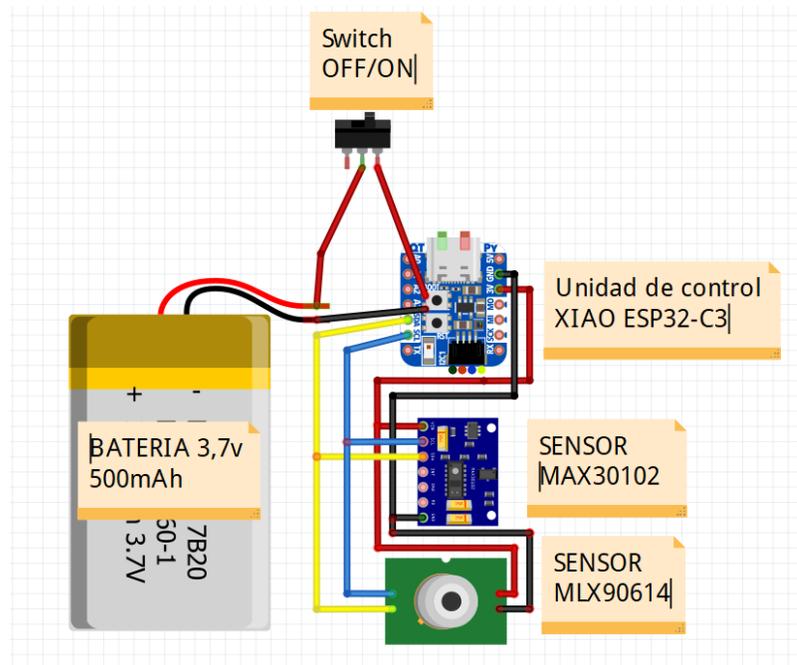


Figura 10. Diagrama electrónico

En las tablas 7 y 8 se detallan los pines de conexión para los sensores MAX30102 y el MLX90614. Esta información es crucial para asegurar una comprensión clara y precisa de las conexiones necesarias para el funcionamiento óptimo de estos sensores.

*Tabla 7. Conexiones del sensor MAX30102*

<b>Sensor MAX30102</b>	<b>Placa Xiao ESP32-C3</b>
<b>VCC</b>	3.3V
<b>SCL</b>	D5
<b>SDA</b>	D4
<b>INT</b>	-
<b>IRD</b>	-
<b>RD</b>	-
<b>GND</b>	GND

*Tabla 8. Conexiones del sensor MLX90614*

<b>Sensor MLX90614</b>	<b>Placa Xiao ESP32-C3</b>
<b>VIN</b>	3.3V
<b>GND</b>	GND
<b>SCL</b>	D5
<b>SDA</b>	D4

### **3.2.3. Diagrama de flujo de la obtención de los datos hasta el envío de información a la plataforma IoT**

El funcionamiento integral del dispositivo diseñado para la adquisición de variables bioeléctricas responde a una arquitectura cuidadosamente estructurada que asegura precisión, eficiencia y confiabilidad en cada etapa del proceso. Este sistema está compuesto por módulos que interactúan de manera coordinada para captar, procesar y transmitir datos provenientes de sensores especializados [38].

Desde los primeros pasos, establecer la conexión del producto a la red WiFi y a la vez configurar los parámetros con el sensor son aspectos esenciales a tener en cuenta para garantizar la obtención del correcto registro de las señales bioeléctricas. Posteriormente se configuran los parámetros que permiten establecer comunicación con la plataforma IoT a través del protocolo MQTT, el cual es un protocolo de mensajería ligero que destaca especialmente por su excepcional sencillez y rapidez en la transmisión de datos.

Este proceder o flujo de trabajo ha sido elaborado para optimizar la eficiencia del dispositivo al mismo tiempo que se minimizan posibles errores en la transmisión y recepción de datos. El detalle de la interacción Hardware/Software se presenta en el siguiente diagrama de flujo (Figura 11) que muestra de forma clara y nítida cada paso del funcionamiento del sistema, con los detalles desde la activación inicial hasta la transmisión de datos final hacia la plataforma central.

Este enfoque no sólo permite que la máquina funcione de manera confiable, sino que también puede adaptarse o actualizarse para satisfacer las necesidades futuras del proyecto. Todo el proceso funcional de este sistema se detalla a continuación.

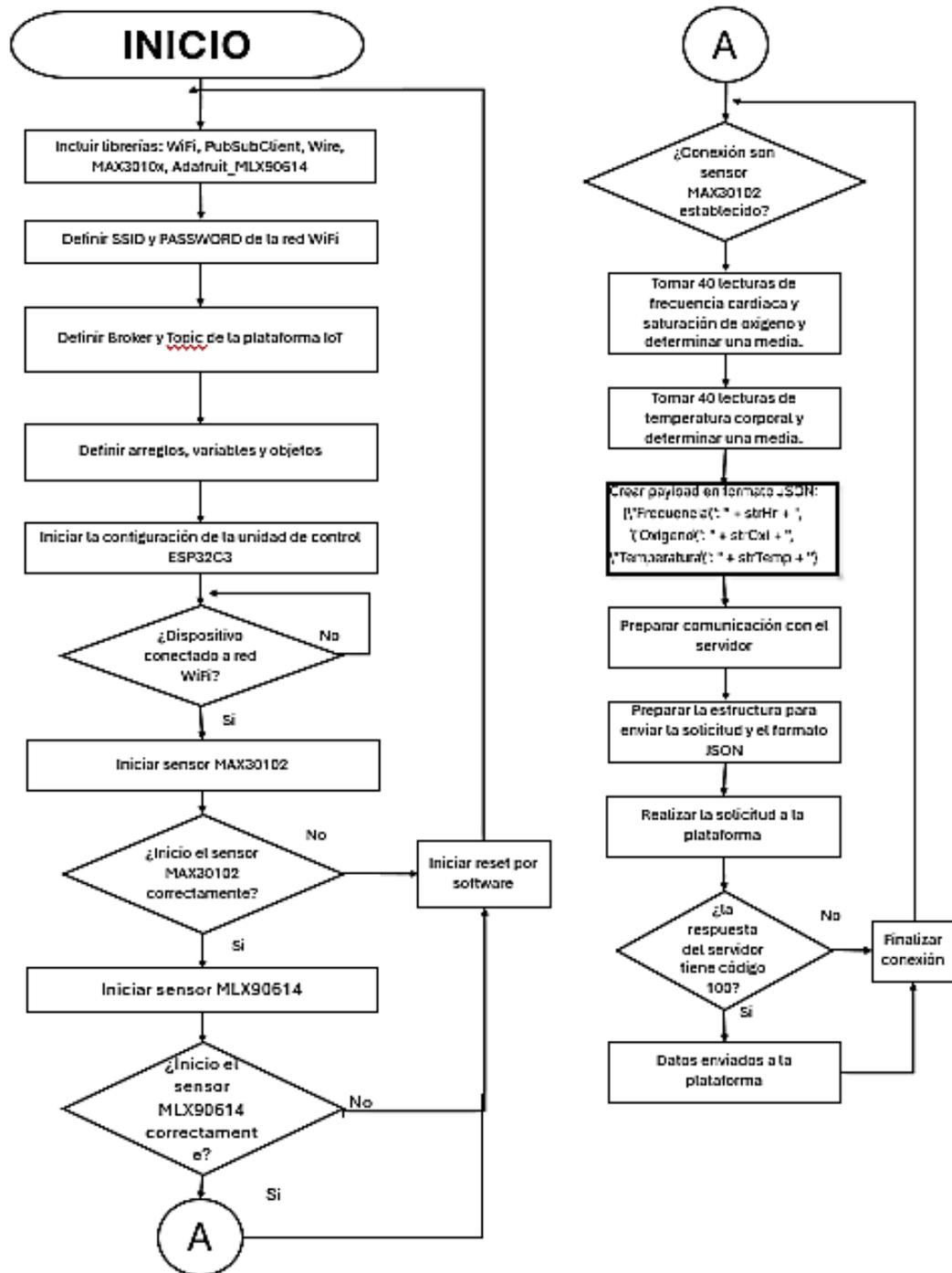


Figura 11. Diagrama de flujo del funcionamiento del dispositivo

### **3.2.4. Diagrama de flujo de los sensores para la obtención de las variables bioeléctricas.**

La combinación de sensores para formar un dispositivo IoT orientado a la adquisición de variables bioeléctricas necesita un análisis de las características técnicas y funcionales de todos los componentes que lo componen. El comportamiento de los sensores MAX30102 y MLX90614, en este sentido, es un pilar básico, dado que son capaces de proporcionar valores de las mediciones de parámetros vitales de manera correcta y confiable. Una de las ventajas que poseen ambos sensores es su reducido tamaño, bajo consumo de energía y la capacidad de establecer un canal de comunicación con microcontroladores, lo que hace fácil su integración en sistemas portátiles y autónomos.

El sensor MAX30102 es un sensor de alta calidad para mediciones de frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre. El funcionamiento de este sensor se basa en la emisión y detección de luz infrarroja y roja; gracias a ello permite el cálculo de estas variables como resultado de la tecnología de fotopleletismografía. El sensor MLX90614, por su parte, es un termómetro infrarrojo sin contacto que es ideal para medir la temperatura corporal de una forma precisa y no invasiva, características que lo idóneas para aplicaciones médicas y monitorización remota.

Los dos sensores están integrados dentro de un flujo de trabajo bien definido, desde la configuración inicial del hardware hasta la adquisición y transmisión de datos. El diagrama de flujo siguiente describe el comportamiento concreto del proceso de configuración, medida y comunicación de cada sensor, proporcionando una visión clara del desarrollo de estos componentes dentro del sistema [38].

#### **3.2.4.1. Diagrama de flujo de programación del sensor de temperatura MLX90614**

El microcontrolador lee la señal analógica del sensor MLX90614 que permite a través de un algoritmo obtener valores de temperatura. En la figura 12 se muestra un diagrama de flujo desde su etapa inicial, desde la configuración del microcontrolador para la habilitación de I2C hasta el envío de datos a la plataforma IoT.

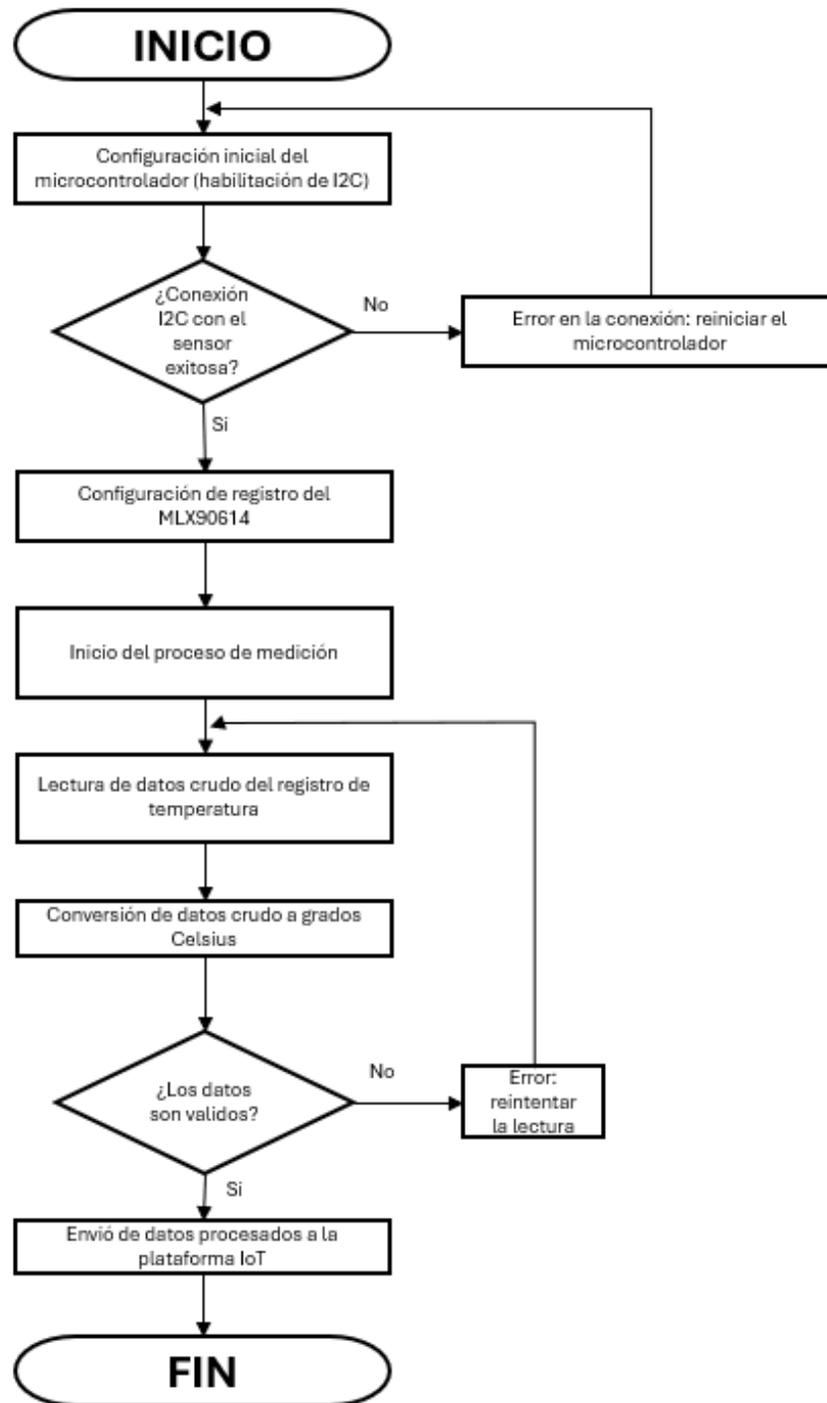


Figura 12. Diagrama de flujo del sensor MLX90614

### 3.2.4.2. Programación del sensor MAX30102

El microcontrolador lee la señal analógica del sensor MAX30102 que permite a través de un algoritmo obtener valores de frecuencia cardiaca y saturación de

oxígeno. En la figura 13 se muestra un diagrama de flujo desde su etapa inicial, desde la configuración del microcontrolador para la habilitación de I2C y configuración del reloj hasta el envío de datos a la plataforma IoT.

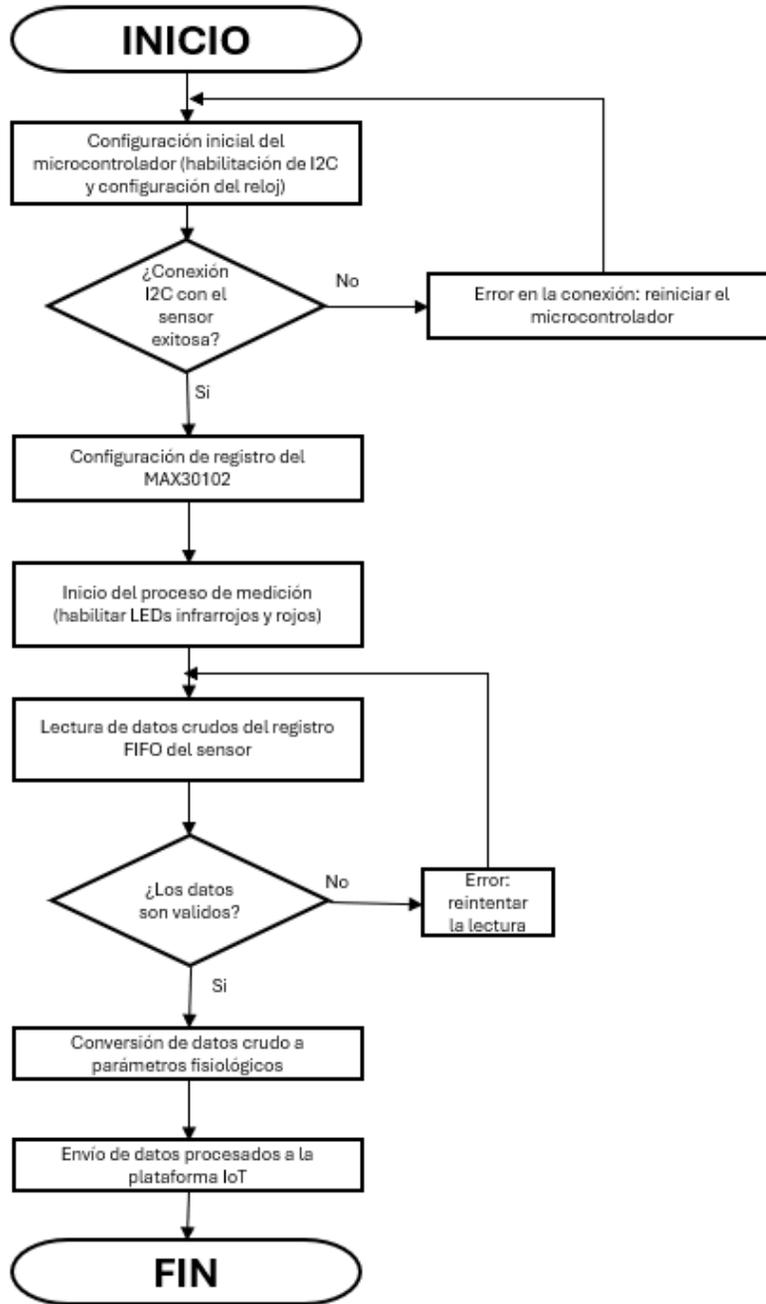


Figura 13. Diagrama de flujo del sensor MAX3012

### **3.2.6. Diseño de la carcasa en 3D del prototipo**

Para la carcasa del dispositivo de medición se optó por un diseño tipo pinza que nos garantiza tanto la funcionalidad como la estética del dispositivo. Este proceso comienza con la definición de los requerimientos específicos del dispositivo, como las dimensiones exactas necesarias para alojar los componentes electrónicos incluidos los sensores, el microcontrolador y otros elementos asociados como baterías e interruptores.

La carcasa tipo pinza se conceptualiza en función de su ergonomía y practicidad. Se busca que sea ligera, resistente y pueda ajustarse a diferentes tamaños, por ejemplo, se colocara el dispositivo en el dedo de las personas. Este diseño inicial se lo realizo utilizando el software FreeCAD, donde se dividió en dos partes principales: la base donde se alojarán los sensores, el microcontrolador, y la parte superior donde se colocará la batería de litio.

#### **Diseño de la base del dispositivo**

El diseño básico se desarrolló para poder integrar eficazmente componentes electrónicos esenciales en el prototipo tipo pinza. Se basa en un sensor MAX30102, un sensor de temperatura MLX90614, un microcontrolador ESP32-C3 y un interruptor deslizante, todos diseñados para maximizar la funcionalidad y la facilidad de montaje. Con FreeCAD se pueden crear diseños paramétricos que se ajusten a las dimensiones y características de los prototipos se puedan adaptar a necesidades específicas.

##### **1. Diseño de la base principal**

Se crea la base donde estarán alojados los componentes, esta estructura tendrá unas dimensiones de 61x37x20 [mm], para que cada componente este bien acoplado y exista movilidad a la hora de conectar los cables con el microcontrolador.

##### **2. Creación de cavidades para sensores**

Se procede a diseñar cavidades y ranuras específicas para fijar los sensores en posiciones estratégicas, como se muestra en la imagen 14.

- El MAX30102 se posiciono en la parte central de manera que permita el contacto directo con la piel del usuario, se diseñó una ranura ajustada con unas dimensiones de 18x14x2 [mm] para mantenerlo estable durante el uso.
- El MLX90614 está ubicado en la parte final de la base con una ranura circular con un radio de 4 mm, que proporciona una medición precisa de la temperatura en exposición directa al entorno.

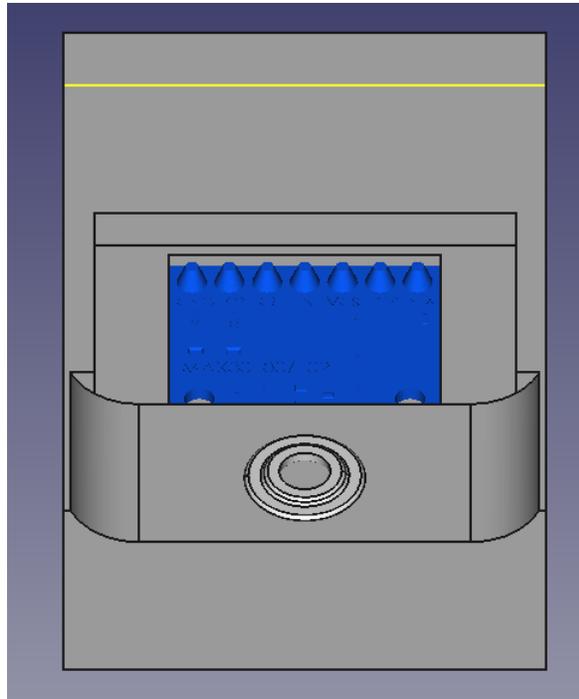


Figura 14. Diseño: colocación de los sensores en el dispositivo

### 3. Posicionamiento del microcontrolador y el interruptor

El microcontrolador se coloca en una ranura ubicado a un costado con unas dimensiones de 9x3x1,5 [mm], lo que asegura su estabilidad y proporciona acceso a las conexiones necesarias, como el puerto USB Tipo-C para programación y carga de batería.

Además, se diseñó una ranura adicional para un interruptor deslizable, con dimensiones de 8.5x3.5x6 [mm] cómo se muestra en la figura 15, garantizando su fijación y una operación fluida.

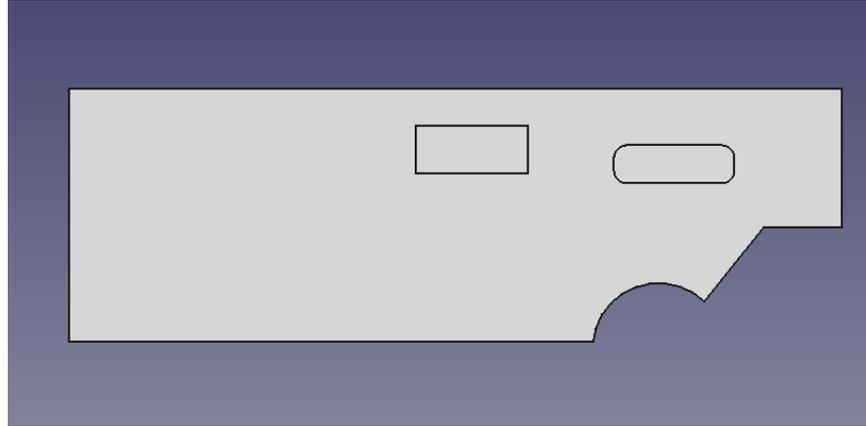


Figura 15. Diseño: colocación de ranuras para el microcontrolador y el interruptor

#### 4. Detalles de ergonomía y estética

Para mejorar la funcionalidad y apariencia del dispositivo:

- Se añadió un vaciado interno que facilita el manejo y mantenimiento de los sensores.
- Se realizó un hueco con un radio de 3 [mm] sobre la ranura del sensor MAX30102, el cual cumple con la función de transportar y ocultar el cable que conecta a batería con el microcontrolador.
- Se crearon cavidades en los laterales que contribuyen a la estética del dispositivo.

Este diseño no solo facilita la interacción del usuario, sino que también permite que cada componente funcione de manera óptima, manteniendo una disposición estética y ergonómica. En la colocación de los sensores y el microcontrolador se buscó la mejor manera en la que todos se pudieran conectar, sin ocasionar algún impedimento en la conexión de los cables, además de querer buscar que todo se integre de forma eficiente para una posterior revisión. La figura 16 muestra el diseño en 3D de la base del prototipo, que incorpora diversas características esenciales para su funcionalidad, usabilidad y respectivas dimensiones.

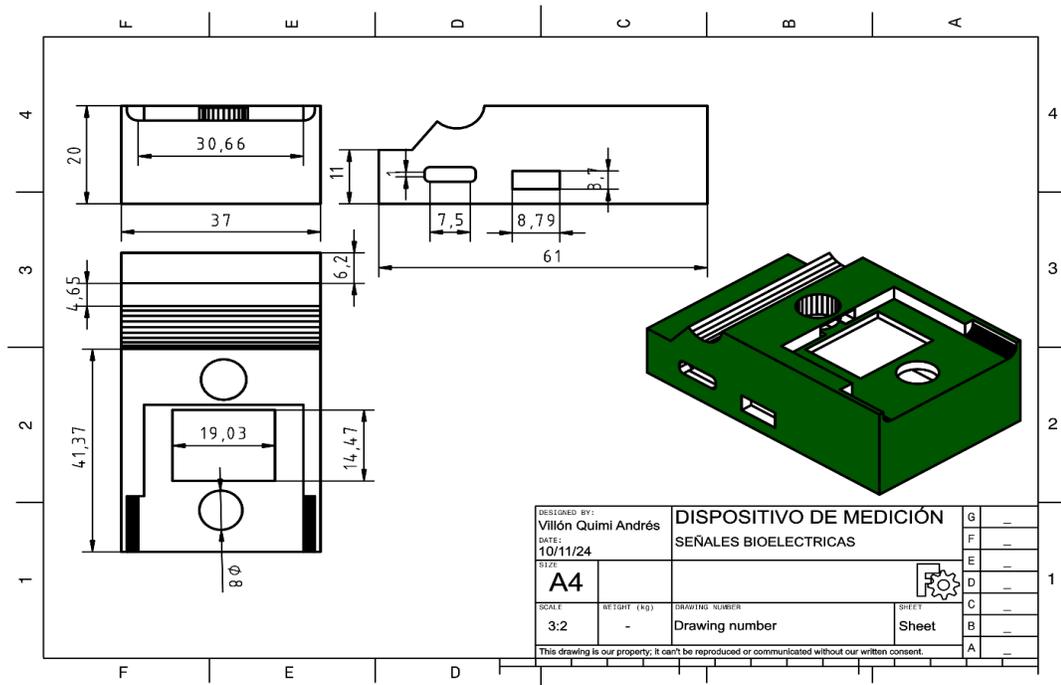


Figura 16. Dimensiones de la base del dispositivo

## Diseño de la parte superior del dispositivo

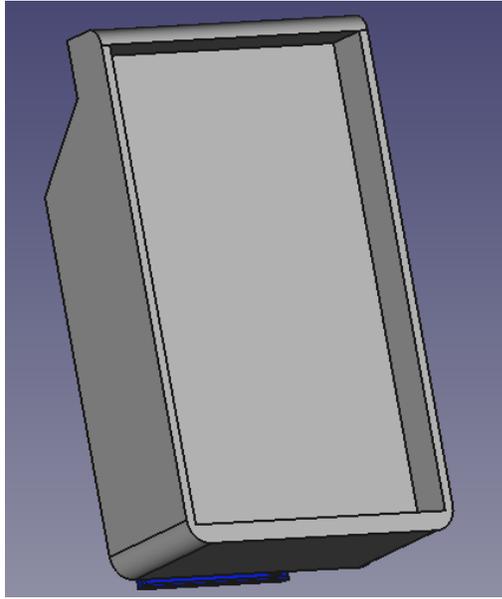
La parte superior del dispositivo se diseñó con el objetivo de complementar la funcionalidad de la base, proporcionando un espacio adecuado para la batería y manteniendo un diseño compacto y ergonómico. Las etapas clave de este proceso fueron:

### 1. Diseño de la estructura

Se crea una figura con unas dimensiones de 61x37x20 [mm], estas medidas fueron seleccionadas para colocar la batería de litio de 3,7 V, asegurando su correcta ubicación y protección.

### 2. Incorporación del compartimiento de la batería

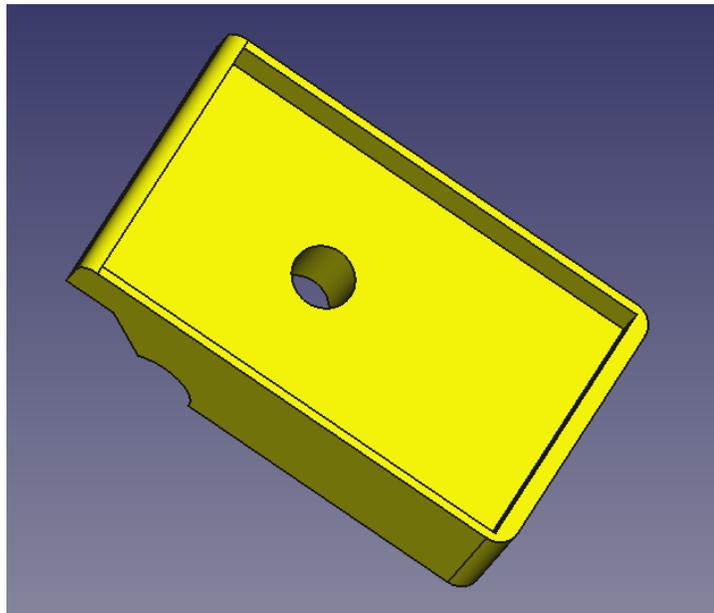
Se creó un compartimiento sobre la estructura ya creada, adaptado a las dimensiones de la batería, tal como se muestra en la figura 17, con medidas de 57x35x7[mm], optimizando el espacio y garantizando su fijación durante el funcionamiento del dispositivo, evitando movimientos no deseados que pudieran causar daños.



*Figura 17, Compartimiento de la batería*

### **3. Diseño de un canal interno**

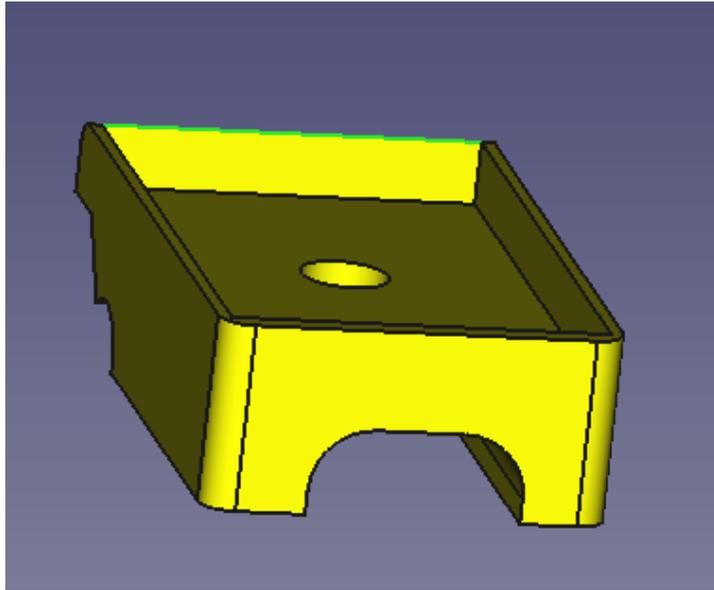
Adicional, se integró un canal interno para el paso de cables hacia el microcontrolador como se muestra en la figura 18, con una dimensión de 3 [mm] de radio, lo que minimiza la exposición de los conductores, y mejora la organización interna, asegurando un diseño limpio y seguro.



*Figura 18. Ranura tipo canal para cables de la batería*

#### 4. Diseño del arco para el dedo del usuario

Finalmente, se añaden ajustes estéticos para conservar el diseño tipo pinza, de igual forma, se modeló una abertura en forma de arco con dimensiones de 7.5x3x4 [mm] que son medidas ideales en un promedio del dedo de una persona para la posición del usuario no sea invasivo, tal como se muestra en la figura 19. No solo mejora la ergonomía del dispositivo, sino que también asegura un contacto adecuado con los sensores, optimizando la adquisición de datos.



*Figura 19. Ajustes y modelado de abertura para el dedo del usuario*

La superficie superior fue diseñada para mantener la unión estética con la parte de los sensores, asegurando un dispositivo compacto, ergonómico y visualmente atractivo que maximice la funcionalidad tipo pinza del prototipo. La figura 20 muestra el diseño en 3D de la parte superior del prototipo, que incorpora diversas características esenciales para su funcionalidad, y respectivas dimensiones.

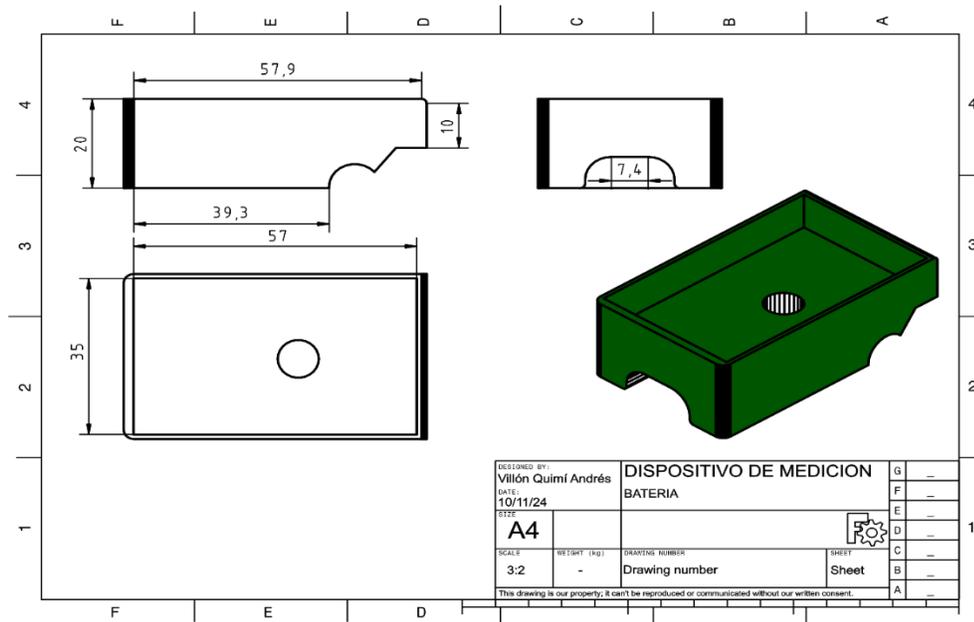


Figura 20. Dimensiones de la parte superior del dispositivo

### 3.2.7. Configuración de la plataforma IoT

La configuración de una plataforma IoT es un paso esencial en el diseño de sistemas de monitoreo remoto, ya que establece la infraestructura necesaria para la visualización, análisis y gestión de datos provenientes de los sensores. En este proyecto, se utiliza la plataforma IoT realizada por el grupo de investigación TECED debido a su versatilidad, facilidad de uso y soporte para el protocolo MQTT, que permite una comunicación segura y eficiente con el dispositivo IoT.

El proceso de configuración incluye configurar una cuenta en la plataforma, emparejar dispositivos y personalizar el panel. Este proceso incluye la generación de información de acceso, como el registro de dispositivos IoT que transmiten datos a la plataforma. La interacción entre dispositivos y plataformas IoT se realiza mediante mensajes MQTT estructurados en formato JSON, lo que garantiza una transmisión de mensajes ordenada y comprensible. La configuración del broker MQTT se debe realizar especificando la dirección IP o URL del servidor, en este caso: broker.emqx.io. De igual forma se debe configurar el puerto estándar que en este caso es 1883, que se lo utiliza para conexiones sin cifrar.

Finalmente, se debe asignar el topic que este se crea al momento de registrar el dispositivo en la plataforma y es una credencial única, se debe colocar en el código y se debe asegurar que los datos recopilados se publiquen en el topic asignado, para este trabajo el nombre asignado para el topic es: biomédica/cliente100.

A continuación se muestra un diagrama de flujo (Figura 21) que demuestra el proceso de configuración de la plataforma IoT y establecimiento de conexiones funcionales con los dispositivos desarrollados.

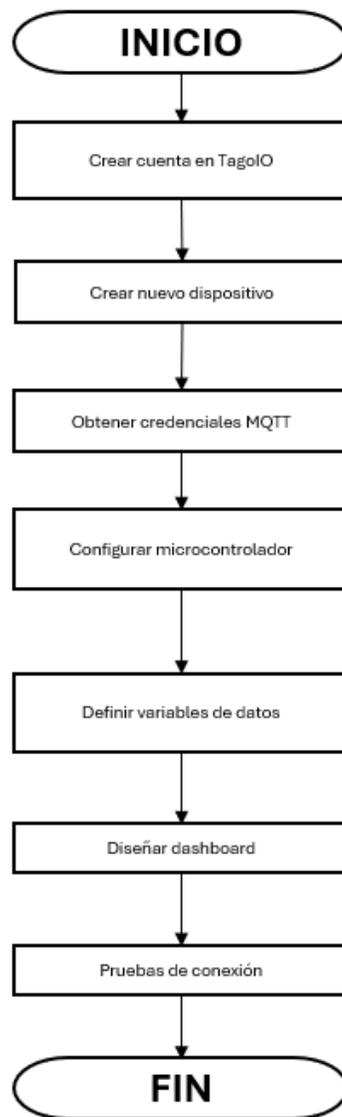


Figura 21. Diagrama de flujo de la configuración de la plataforma IoT

### **3.2.8. Montaje del hardware a la estructura del prototipo**

El montaje del hardware en la estructura del dispositivo tipo pinza se realizó siguiendo parámetros técnicos que garanticen la correcta integración y funcionalidad de los componentes electrónicos en el diseño. Cada etapa del proceso se ejecuta con precisión para maximizar la eficiencia operativa y garantizar la durabilidad del sistema.

Para comenzar, se debe insertar la implementación de los sensores principales en la ranura que les corresponde en la superficie inferior de la carcasa. Para que la toma de datos sea precisa, el sensor MAX30102 se insertará en un orificio que le permita entrar en contacto directo con la piel del usuario. El sensor MLX90614 se montará, en cambio, en un orificio redondo, de forma que pueda medir la temperatura cuando el sensor anterior esté funcionando.

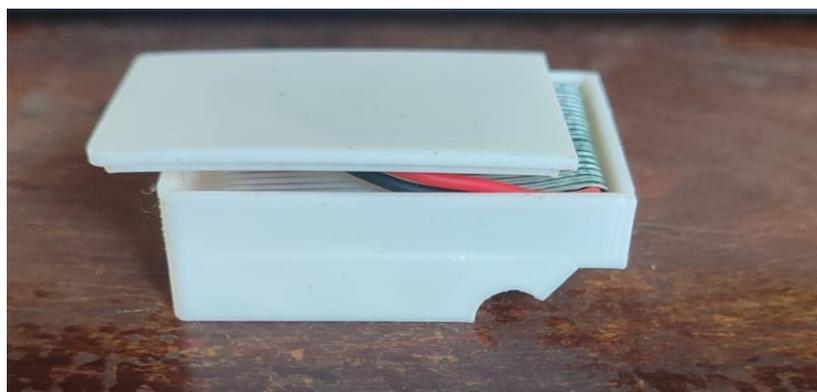
Por otra parte, el microcontrolador ESP32-C3 debe encajarse en la parte lateral de la base a través de un puerto Tipo-C para mantener la rigidez del sistema. Así, la posición de encaje permite una integración eficiente de los sensores a la vez que permite disponer de un sistema liviano y compacto (si bien esto lo mantenía en la superficie inferior como la anterior) además de permitirnos un acceso directo al puerto tipo C para cargar y programar los sensores.

Una vez fijado los componentes electrónicos, el interruptor se integra en una ranura específica diseñado para garantizar su estabilidad y facilidad de uso. Los cables necesarios para conectar los sensores, el microcontrolador y la batería están organizados de manera eficiente en toda la estructura interna de la carcasa, esta estructura se la puede apreciar en la figura 22.



*Figura 22. Conexión entre los sensores y el microcontrolador*

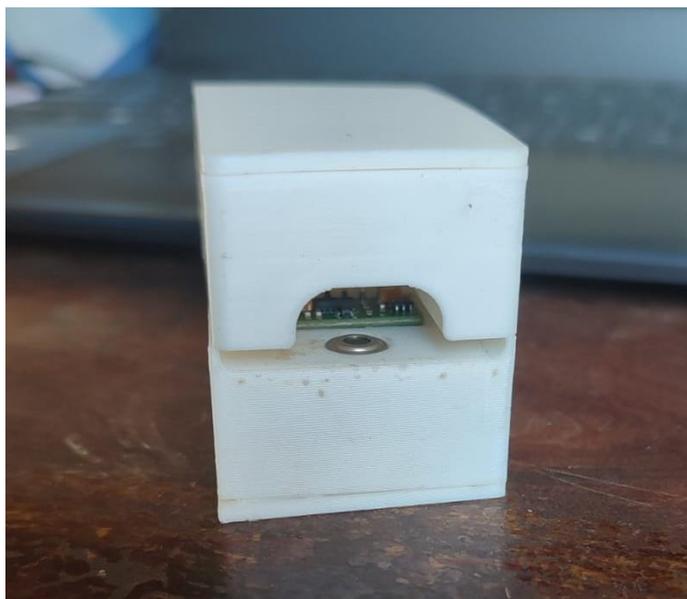
Luego se ensambla la superficie superior de la carcasa, alojando la batería de litio de 3,7V en su compartimiento exclusivo. El compartimiento incluye una tapa a presión para mantener segura la batería, mientras que los cables pasaran por un ducto interno que se conectan al ESP32-C3 a través de un puerto dedicado, lo que garantiza la continuidad eléctrica sin afectar la integridad estructural del dispositivo. Esta estructura se puede apreciar en la figura 23.



*Figura 23. alojamiento de la batería su estructura correspondiente*

Finalmente, las dos mitades de la carcasa se unen mediante un alambre y un sistema de cierre hermético diseñado para proteger los componentes internos del polvo y humedad, asegurando la robustez del dispositivo en diferentes entornos operativos.

Fruto de este diagrama de ensamblaje se configura así un dispositivo compacto y ergonómico, que puede verse en la Figura 24, con una disposición del hardware eficiente que satisface con amplitud la interacción del usuario y garantiza la calidad de la recolección de los datos bioeléctricos. De este modo, este diagrama no solamente da corresponsabilidad del funcionamiento del prototipo, sino que también plantea las premisas del diseño para el futuro desarrollo tecnológico que se puede desarrollar en aplicaciones médicas portátiles.



*Figura 24. Ensamble del dispositivo IoT*

### **3.3. Estudio de factibilidad**

#### **3.3.1. Presupuesto de la propuesta**

En esta sección se describe el costo de materiales y equipos empleados en el diseño e implementación de la propuesta. El presente trabajo fue financiado por el proyecto de investigación multidisciplinar “*Investigación sobre aplicaciones IoT en la adquisición de señales bioeléctricas*”, con código “CUP: 91870000.0000.389571” del grupo de investigación TECED-Universidad Estatal Península de Santa Elena.

### 3.3.1.1. Componentes de hardware

#### -Equipos

<b>Componente</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio total</b>
<b>Unidad de control ESP32-C3</b>	1	\$9.30
<b>Sensor MAX30102</b>	1	\$10
<b>Sensor MLX90614</b>	1	\$12.80
<b>Batería de litio 3.7v</b>	1	\$10.50
<b>Interruptor</b>	1	\$0.35
<b>Total</b>	-	\$42.95

### 3.3.1.2. Componentes de la estructura

-Varios

<b>Componente</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio total</b>
<b>Jumpers macho/macho</b>	1	\$2.00
<b>Rollo de filamento PLA para impresora 3D</b>	1	\$22
<b>Total</b>	-	\$24

### 3.3.2. Costo total

<b>Componente</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio total</b>
<b>Hardware</b>	-	\$42.95
<b>Varios</b>	-	\$24
<b>Total</b>	-	\$66.95

## CAPITULO IV

### 4.1. Investigación de sensores bioeléctricos

En el marco del primer objetivo, se realizó un análisis de las características técnicas de sensores especializados en la adquisición de señales bioeléctricas. Este análisis consideró parámetros como eficiencia, consumo energético, rango de medición y facilidad de integración, dado que estos factores impactan directamente en la eficiencia y la portabilidad del dispositivo IoT.

En el caso de la frecuencia cardiaca y la saturación de oxígeno en la sangre, se encontraron tres sensores prominentes, son el MAX30100, el MAX30102 y el MAX30105, todos están diseñados específicamente para aplicaciones médicas y dispositivos portátiles. El MAX30100 integra un sensor oxímetro de pulso y un detector de ritmo cardiaco, mientras que el MAX30102 optimiza la sensibilidad y la reducción de ruido en entorno de baja iluminación de igual forma el MAX30105 proporciona un detector para el ritmo cardiaco.

A continuación, se presenta en la tabla 9, un resumen de la comparación entre los sensores evaluados:

*Tabla 9. Comparativa de sensores para la frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno*

Sensor	Parámetros medidos	Consumo energético	Precisión
<b>MAX30100</b>	Frecuencia cardiaca, SpO2	0.7mA	Moderada
<b>MAX30102</b>	Frecuencia cardiaca, SpO2	0.6mA	Alta
<b>MAX30105</b>	Frecuencia cardiaca	1.1mA	Alta, pero con ruido adicional

En cuanto a los sensores de temperatura, se realizó una evaluación similar, con un enfoque en la medición sin contacto adecuada para monitorear la temperatura corporal humana. Se detectaron sensores como el MLX90614, que utiliza tecnología de infrarrojos, y el TMP117, un sensor digital de alta precisión.

A continuación, se presenta en la tabla 10, una comparativa de los sensores más relevantes para esta variable:

*Tabla 10. Comparativa de sensores para la temperatura corporal*

Sensor	Tipo	Rango de medición (°C)	Precisión	Consumo energético
<b>MLX90614</b>	Infrarrojo	-70 a 380	Alta	1.5 mA
<b>TMP117</b>	Digital	0 a 50	Alta	0.3 mA
<b>DS18B20</b>	Digital	-55 a 125	Moderado	1.5 mA

Esta comparativa permite seleccionar los sensores más adecuados para el dispositivo a desarrollar, considerando que la optimización del consumo energético es prioritaria en dispositivos IoT, mientras que el tamaño compacto facilita su integración en sistemas portátiles.

Se eligieron MAX30102 y MLX90614 debido a que tienen una alta precisión y capacidad de integrarse con el microcontrolador ESP32-C3 para poder tener un sistema óptimo y funcional.

#### **4.2. Diseño electrónico y gestión energética**

Enfocados en el segundo objetivo se puede concluir que el diseño del circuito electrónico es un paso crítico en la creación del prototipo, debido a que se encarga de acondicionar la señal de los sensores para que puedan procesarse y transmitirse de manera eficiente. En este caso, se centra en el uso de componentes que optimicen la funcionalidad del dispositivo y aumenten su facilidad de uso.

Se integró los sensores seleccionados con la placa ESP32-C3 y una batería de litio de 3.7 V y 500 mAh. Esta configuración optimiza tanto la precisión de medición como el consumo energético del dispositivo.

### Cálculo de Consumo Energético

Para garantizar la autonomía adecuada del prototipo, se realizaron mediciones del consumo energético de cada componente en diferentes estados de operación, tal como se muestra en la tabla 11:

Tabla 11. Consumo total de corriente del prototipo propuesto

Componente	Consumo
MAX30102	1.2 [mA]
MLX90614	0.17 [mA]
ESP32-C3	75 [mA]
<b>Total estimado</b>	<b>76.37 [mA]</b>

De acuerdo con las características de la batería de litio, las cuales son de 3.7 [V] y 500 mAh, la autonomía fue calculada mediante la siguiente fórmula:

$$Autonomia = \frac{Capacidad\ de\ la\ bateria}{Consumo\ del\ dispositivo}$$

$$Autonomia = \frac{500 [mAh]}{76.37 [mA]}$$

$$Autonomia \approx 6,54 [h]$$

Considerando un uso activo promedio de 160 mA y con la capacidad de la batería, se obtuvo una duración aproximada de 6 horas en condiciones normales de operación.

Una característica destacable es el puerto USB tipo C integrado en el microcontrolador, nos permite una carga rápida y confiable de la batería, lo cual es

fundamental para garantizar el funcionamiento continuo de los dispositivos en aplicaciones de monitoreo a largo plazo.

### 4.3. Desarrollo del algoritmo y toma de variables

El tercer objetivo específico considera la creación de los algoritmos necesarios para extraer, filtrar y enviar los datos proporcionados por los sensores a los servicios de IoT de la plataforma utilizada para la recogida de datos. Esta entrega se lleva a cabo efectuando varios pasos para asegurar la exactitud, la integridad y la disponibilidad de los datos.

El objetivo que se pretende abordar por medio del algoritmo que se ha desarrollado en este trabajo es ofrecer una estructura robusta y eficiente para controlar las señales bioeléctricas que son registradas por el sensor. Este control abarca la lectura de datos en tiempo real, el filtrado de datos para eliminar los posibles valores atípicos y la mejora de la entrega hacia las plataformas para IoT a través de los protocolos de comunicación más seguros.

#### 4.3.1. Adquisición de los datos

En los siguientes fragmentos de código se ilustra el proceso de adquisición de datos desde los sensores:

```
void loop() {
  Serial.println(F("Lectura de temperatura..."));
  //tempCorporal();
  //Max30100Value();
  /*****/
  count = 0;
  tsLastReport = millis();
  while(true) {
    if(millis() - tsLastReport > 1000) {
      temp[count] = mlx.readObjectTempC();
      Serial.print(".");
      count++;
      tsLastReport = millis();
    }
  }
}
```

```

Serial.println();
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
Serial.println(F("Lectura de oximetro"));
tsLastReport = millis();

while(true) {
  pox.update();
  if(millis() - tsLastReport > 1000){
    valueFrecAux = pox.getHeartRate();
    valueOxiAux = pox.getSpO2();
    if(valueFrecAux>0.0 && valueOxiAux>0.0){
      frecCardiaca[count] = valueFrecAux;
      Sop2[count] = valueOxiAux;
      Serial.println(frecCardiaca[count]);
      Serial.println(Sop2[count]);
      count++;
    }
    tsLastReport = millis();
  }
}

```

Estos dos bloques de código inician los sensores y almacenan los datos que va midiendo. Cada lectura se va almacenando en una lista o una matriz para su posterior tratamiento, siendo esta actividad eficiente para no perder datos importantes por culpa de retrasos o interrupciones.

#### 4.3.2. Filtrado de datos

El filtrado de datos garantiza que las lecturas sean representativas y estén libres de ruido. Para ello, se emplean conceptos estadísticos que se detallan a continuación:

En el siguiente bloque de código, se hace la configuración de los cuartiles, se realiza una toma de datos 1 dato por segundo, por un tiempo de 40 segundos. Los cuartiles dividen un conjunto de datos ordenados en cuatro partes iguales:

- Primer cuartil (Q1): representa el 25% inferior de los datos
- Segundo cuartil (Q2): es la mediana que divide los datos en dos mitades iguales

- Tercer cuartil (Q3): representa el 75% inferior de los datos y el 25% superior por encima de este valor.
- Rango intercuartil (IQR): La diferencia entre el tercer cuartil y el primer cuartil ( $IQR = Q3 - Q1$ ), utilizada para identificar valores atípicos o extremos.

Se aplica estos conceptos para obtener los valores atípicos sobre los valores sin atípicos.

```

if(count>40){
    std::sort(temp, temp + 40);
    // Calcular el primer cuartil (Q1) y el tercer cuartil (Q3)
    float Q1 = temp[9];        // Aproximadamente el primer cuartil (posición 10)
    float Q3 = temp[29];       // Aproximadamente el tercer cuartil (posición 30)
    float IQR = Q3 - Q1;       // Rango intercuartílico

    // Definir los límites para detectar valores atípicos
    float limiteInferior = Q1 - 1.5 * IQR;
    float limiteSuperior = Q3 + 1.5 * IQR;
    // Arrays temporales para almacenar valores sin atípicos y valores atípicos
    float valoresSinAtipicos[40];
    float valoresAtipicos[40];
    int indiceSinAtipicos = 0;
    int indiceAtipicos = 0;

    // Clasificar valores entre atípicos y no atípicos
    for (int i = 0; i < 40; i++) {
        if (temp[i] >= limiteInferior && temp[i] <= limiteSuperior) {
            valoresSinAtipicos[indiceSinAtipicos] = temp[i];
            indiceSinAtipicos++;
        } else {
            valoresAtipicos[indiceAtipicos] = temp[i];
            indiceAtipicos++;
        }
    }
}

```

Posteriormente se aplica la media, mediana y moda a los datos. La media es el valor que se obtiene sumando todos los datos y dividiendo por el número total de datos. La mediana es el valor medio de un conjunto de datos ordenados: Si el número es impar, la mediana es el valor medio. Si es valor es un numero par, la mediana es el promedio de los dos valores medios. Y la moda es el valor que aparece con mayor

frecuencia en un conjunto de datos. Se puede apreciar la aplicación de estos conceptos estadísticos sobre los valores sin atípicos en el siguiente código:

```
// Calcular y mostrar la media de los datos sin atipicos
float sumaHR = 0;
for (int i = 0; i < indiceSinAtipicosHR; i++) {
    sumaHR += valoresSinAtipicosHR[i];
}
mediaHR = sumaHR / indiceSinAtipicosHR;
Serial.print(F("HR media sin atípicos: "));
Serial.println(mediaHR);

float sumaSP = 0;
for (int i = 0; i < indiceSinAtipicosSP; i++) {
    sumaSP += valoresSinAtipicosSP[i];
}
mediaSP = sumaSP / indiceSinAtipicosSP;
Serial.print(F("SP02 media sin atípicos: "));
Serial.println(mediaSP);

// Calcular la mediana sin atipicos
float medianaHR;
if (indiceSinAtipicosHR % 2 == 0) {
    medianaHR = (valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR / 2 - 1] + valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR / 2]) / 2.0;
} else {
    medianaHR = valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR / 2];
}
Serial.print(F("Mediana HR sin atípicos: "));
Serial.println(medianaHR);

float medianaSP;
if (indiceSinAtipicosSP % 2 == 0) {
    medianaSP = (valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP / 2 - 1] + valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP / 2]) / 2.0;
} else {
    medianaSP = valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP / 2];
}
Serial.print(F("Mediana SP02 sin atípicos: "));
Serial.println(medianaSP);
```

```

// Calcular la moda sin atípicos
float modaHR = valoresSinAtipicosHR[0];
int maxCountHR = 1;
int countHR = 1;
for (int i = 1; i < indiceSinAtipicosHR; i++) {
    if (valoresSinAtipicosHR[i] == valoresSinAtipicosHR[i - 1]) {
        countHR++;
    } else {
        if (countHR > maxCountHR) {
            maxCountHR = countHR;
            modaHR = valoresSinAtipicosHR[i - 1];
        }
        countHR = 1;
    }
}
if (countHR > maxCountHR) {
    modaHR = valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR - 1];
}
Serial.print(F("Moda HR sin atípicos: "));
Serial.println(modaHR);

float modaSP = valoresSinAtipicosSP[0];
int maxCountSP = 1;
int countSP = 1;
for (int i = 1; i < indiceSinAtipicosSP; i++) {
    if (valoresSinAtipicosSP[i] == valoresSinAtipicosSP[i - 1]) {
        countSP++;
    } else {
        if (countSP > maxCountSP) {
            maxCountSP = countSP;
            modaSP = valoresSinAtipicosSP[i - 1];
        }
        countSP = 1;
    }
}
if (countSP > maxCountSP) {
    modaSP = valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP - 1];
}
Serial.print(F("Moda SPO2 sin atípicos: "));
Serial.println(modaSP);
Serial.println("=====");

```

El código aplica un filtrado basado en el rango intercuartil (IQR) para eliminar valores atípicos y posteriormente calcula la media como representación final de los datos filtrados, este proceso también se lo aplica para la obtención de datos de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno en la sangre.

### 4.3.3. Transmisión de datos a la plataforma IoT

Finalmente, los datos procesados se envían hacia una plataforma IoT utilizando el protocolo MQTT, seleccionado por su eficiencia en la transmisión de datos en tiempo real:

```
String payload = "{\"id_parametro\": 1, \"codigo\": \"clientel00\", \"valor\": \";
    payload += media;
    payload += \"},\";
    payload += "{\"id_parametro\": 2, \"codigo\": \"clientel00\", \"valor\": \";
    payload += mediaHR;
    payload += \"},\";
    payload += "{\"id_parametro\": 5, \"codigo\": \"clientel00\", \"valor\": \";
    payload += mediaSP;
    payload += \"}\";
if (!client.connected()) {
    reconnect();
}
client.loop();
client.publish(\"biomedica/clientel00\", payload.c_str());
ResetValue();
```

Este fragmento de código establece la conexión con un servidor MQTT y publica los datos en un tópico específico, asegurando que sean accesibles desde cualquier lugar con acceso a la plataforma.

La creación del procesamiento de algoritmos es una parte esencial del proyecto, ya que garantiza que los datos recogidos sean precisos, relevantes y se encuentren listos para los consumidores en tiempo real. La conjugación de técnicas de filtrado flexible y protocolos de transmisión eficientes da lugar a los dispositivos IoT como una solución avanzada, fiable y capaz para monitorizar variables bioeléctricas.

### 4.4. Validación y evaluación comparativa de los datos adquiridos

A fin de lograr una de las metas que se persigue con este trabajo, la validación del desempeño del dispositivo IoT desarrollado, se llevó a cabo una comparación exhaustiva de las medidas obtenidas con la de instrumentos calibrados de referencia. Con ello se pueden observar el adecuado desempeño y la veracidad del prototipo en la medición de las tres variables de frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal.

Los datos fueron recopilados en condiciones controladas, utilizando tanto el dispositivo IoT como instrumentos calibrados certificados, como el oxímetro y el termómetro. Cada variable se midió en múltiples sesiones para garantizar la representatividad de los resultados.

A continuación, se recolectaron alrededor de 650 datos a un joven en un entorno controlado para su posterior análisis. Posteriormente una vez obtenidos los datos del dispositivo IoT, se realizó la recolección de los datos con el oxímetro y el termómetro, se obtuvieron alrededor de 650 datos, que serán analizados, y comparados con los datos del dispositivo para poder determinar la eficiencia y su margen de error.

El siguiente proceso representa la comparación de los datos obtenidos utilizando el dispositivo IoT desarrollado con las variables de pulso, saturación de oxígeno y temperatura corporal registradas por oxímetro y termómetro. El propósito de este análisis es evaluar el rendimiento de los dispositivos IoT en términos de precisión y confiabilidad y calcular su margen de error.

#### **4.4.1. Análisis de datos de frecuencia cardiaca en persona joven**

Con la base del diagrama de dispersión que aparece en la Figura 25 y los datos representados en la misma, se ejecutó un análisis estadístico comparativo relativo a las lecturas de frecuencia cardiaca entre el dispositivo IoT y el oxímetro. El dispositivo mide 75,64 bpm, cosa que fue levemente menor al promedio del oxímetro con un valor de 77,73 bpm, lo que sugiere que, en términos de promedio, el dispositivo proporciona una frecuencia levemente inferior. La mediana (que representa el valor central de la distribución) fue 76,81 para los dispositivos y 77 para los oxímetros, lo que muestra una tendencia similar. Las modas, o los valores observados con mayor frecuencia, muestran más variabilidad entre unidades que un solo estado 76 (76.04, 85.61, 78.35, 79.32, 80, 79.63, 79.61, 82.48, 83.12, 83.16, 83.16, mayor prevalencia en la diversidad). en lecturas de prototipos En general, si

bien las lecturas de las dos unidades son similares y siguen un patrón similar, las del dispositivo parece tener una tendencia a medir frecuencias ligeramente más bajas y tener más variación en las lecturas.

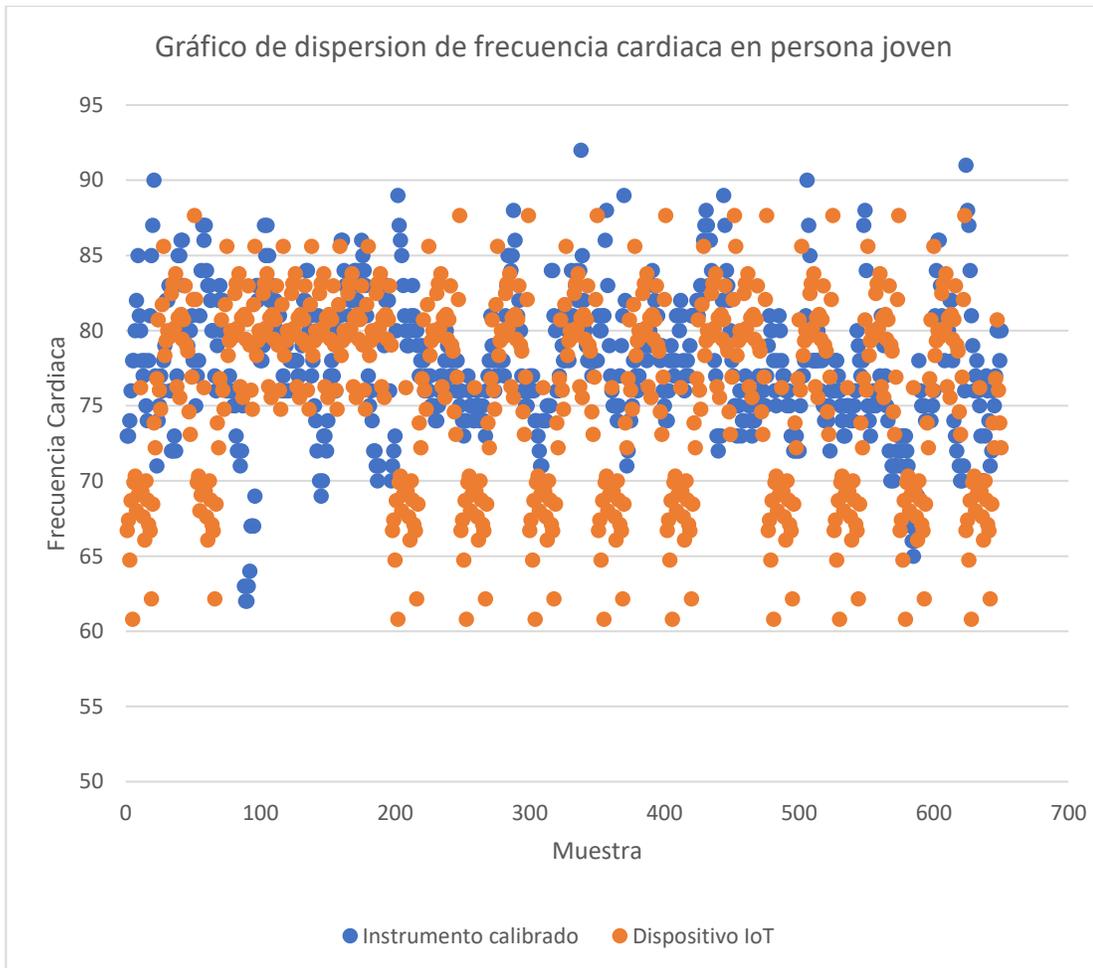


Figura 25. Grafica de dispersión de frecuencia cardiaca

### Cálculo del margen de error

Para realizar el cálculo del margen de error se lo obtiene mediante la siguiente formula:

$$\text{margen de error} = \frac{|\text{diferencia entre los promedios}|}{\text{promedio real}} \times 100$$

Ahora procedemos a obtener los promedios tanto de los datos del dispositivo IoT como los datos del oxímetro.

- Promedio del dispositivo: 75.64
- Promedio del instrumento calibrado: 77.73

$$\text{margen de error} = \frac{|77.73 - 75.64|}{77.73} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = \frac{2.09}{77.73} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = 2.68\%$$

El margen de error muestra que, en promedio, las lecturas del dispositivo IoT tiene una variación de 2.68 latidos por minuto en comparación con los valores dados por el oxímetro. Este nivel de error es aceptable dentro del rango clínico, donde los cambio en la frecuencia cardiaca son significativos solo cuando superan los 5 bpm.

El diagrama de dispersión muestra la general concordancia de la información presentada, con diferencias concretas mostradas en los márgenes de error calculados previamente. El funcionamiento en paralelo muestra que el dispositivo mantiene una precisión al alza entre muestras.

A pesar de que los dispositivos IoT tienen un margen de error superior al de otros márgenes, los dispositivos IoT han mostrado su efectividad en el seguimiento de la frecuencia cardiaca, sobre todo en situaciones no críticas donde el seguimiento continuo interesa más que la exactitud..

#### **4.4.2. Análisis de datos de la saturación de oxígeno en persona joven**

El gráfico de dispersión presentado en la figura 26 muestra los niveles de oxígeno en la sangre, donde los puntos azules representan los datos obtenidos por el oxímetro y los puntos naranja corresponden al dispositivo propuesto. Según los datos proporcionados, la media del dispositivo es de 97.09, con una mediana de 97.3 y una moda de 98. En contraste, los datos del oxímetro tienen una media de 97.2, una mediana de 97 y una moda de 98. Se puede apreciar que los puntos azules del oxímetro están alineados de manera agrupados hacia el valor de 98, lo que indica poca variabilidad en las mediciones. Por otro lado, los puntos de color naranja del

dispositivo muestran una mayor dispersión alrededor del valor de 97, sugiriendo que el dispositivo presenta una variabilidad menor en sus lecturas de SpO2. Una diferencia en las mediciones de dispersión y tendencia central entre los dos dispositivos no significa que las mediciones sean inconsistentes.

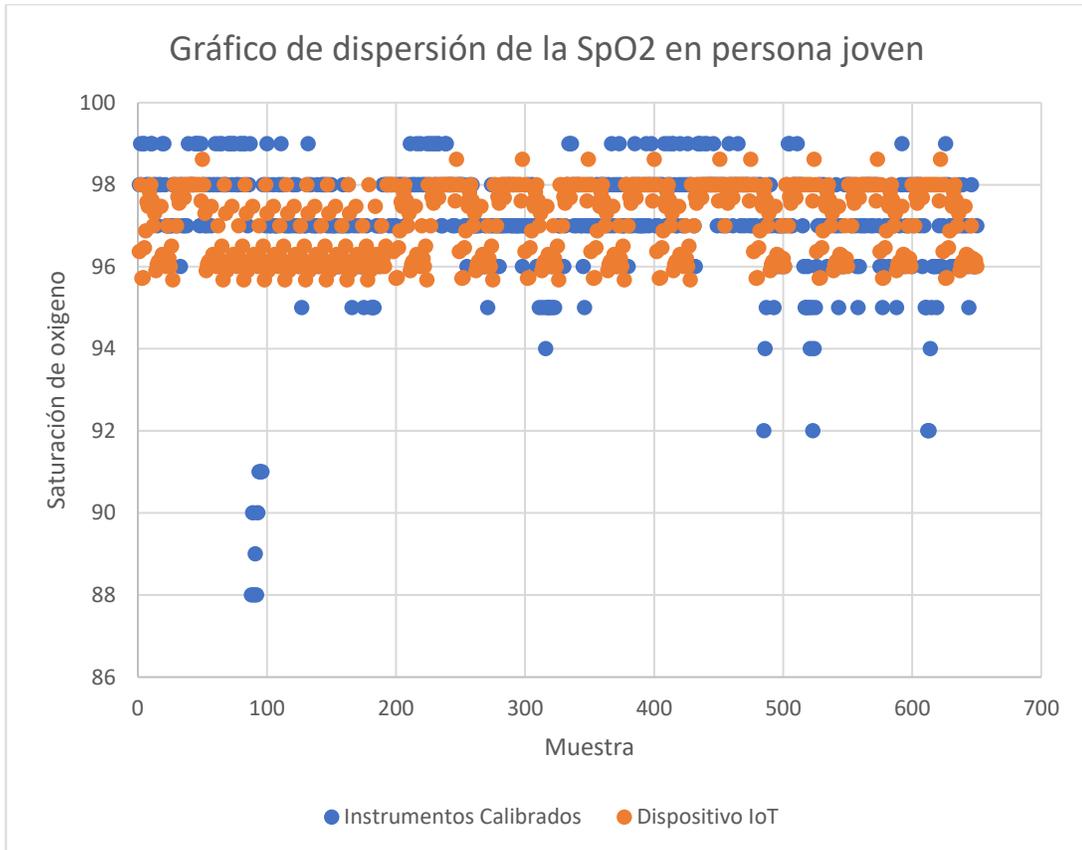


Figura 26. Gráfico de dispersión de SpO2

### Cálculo del margen de error

Ahora procedemos a obtener los promedios tanto de los datos del dispositivo IoT como los datos del oxímetro.

- Promedio del dispositivo: 97.09
- Promedio del instrumento calibrado: 97.2

$$\text{margen de error} = \frac{|97.2 - 97.09|}{97.2} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = \frac{0.11}{97.2} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = 0.115\%$$

Un margen de error de 0.115% muestra una desviación muy baja entre las mediciones de ambos dispositivos. Este valor está dentro de los estándares de precisión esperados para dispositivos médicos portátiles, donde márgenes de error menores al 2% son vistos como ideales.

La gráfica correspondiente a la saturación de oxígeno también resulta apoyar esta idea y ver cómo existe una relación prácticamente perfecta entre las dos series de datos, donde las pequeñas diferencias que encontramos en casos extremos no llegan a afectar la validez global del dispositivo.

Este dispositivo IoT también se caracteriza por predominar y una medición del oxígeno en sangre muy precisa y puede ser utilizada de un modo eficaz y fiable para el monitoreo médico o doméstico. Este margen de error hace que sea una competencia ante los precios y unidades comerciales que son más caros.

#### **4.4.3. Análisis de datos de la temperatura corporal en persona joven**

La imagen del diagrama de dispersión presentada en la Figura 27 muestra la temperatura corporal de un individuo joven y se puede comparar la lectura del dispositivo (naranja) frente a la lectura del termómetro (azul), siendo los puntos azules los que son más equidistantes alrededor de la línea de los 36 °C correspondiente a sus propios datos estadísticos, media, mediana y moda (que registraban 36 °C, precisamente). Pero en el punto naranja se muestra un carácter más variable, un rango de temperatura más amplio y diferente, mientras que la media es de 36.84 °C, la mediana de 36.79 °C y la moda de 36.91 °C. Esto hace suponer que las lecturas de

temperatura del dispositivo propuesto son más variables en comparación con las del termómetro cuyos datos son más estables.

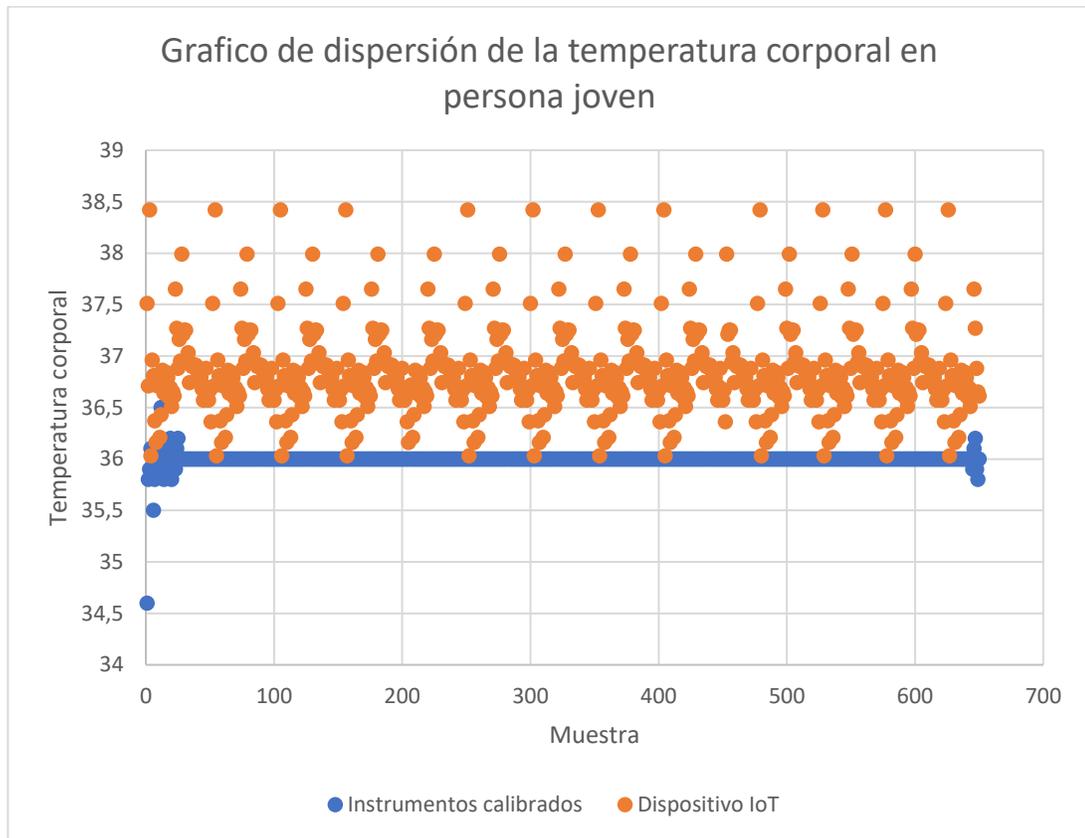


Figura 27. Gráfico de dispersión de la temperatura corporal

### Cálculo del margen de error

Ahora procedemos a obtener los promedios tanto de los datos del dispositivo IoT como los datos de un termómetro.

- Promedio del dispositivo: 36.84
- Promedio del instrumento calibrado: 36

$$\text{margen de error} = \frac{|36 - 36.84|}{36} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = \frac{0.84}{36} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = 2.34\%$$

El margen de error de 2.34% indica una diferencia promedio significativa entre las mediciones del dispositivo IoT y el termómetro. Aunque esta diferencia es algo mayor comparada con otras variables, es importante tener en cuenta que los sensores infrarrojos, como el usado en el dispositivo, pueden ser más vulnerables a interferencias del entorno y a la ubicación del sensor con relación al cuerpo humano.

El gráfico de temperatura corporal permite observar que existe concordancia general entre los resultados de los dos dispositivos en particular; no obstante, el error específico también refleja la influencia que tiene la magnitud del error de lectura, especialmente en los casos donde la precisión en algún momento del proceso, muy a menudo en temperaturas del orden de unas pocas décimas, es crítica.

#### **4.5. Escenario 2: Pruebas de medición a un adulto**

Para esta prueba se realizó la toma de datos a un adulto, con el dispositivo elaborado y los instrumentos calibrados, en este caso se utilizó un oxímetro y un termómetro. Se tomaron alrededor de 400 datos para obtener un margen de error lo más bajo posible y que se pueda apreciar la relación de ambas tomas de datos en las gráficas.

##### **Análisis de los datos de saturación de oxígeno**

Según el diagrama de dispersión de la figura 28, que muestra los niveles de oxígeno en sangre en adultos, los puntos azules corresponden a lectura de medidas de precisión y los naranjas a valores de oximetría. De los datos se puede concluir que la media unitaria es 97.96, la mediana 98 y la moda 98. En el caso de los datos del oxímetro, se obtiene una media de 98.57, una mediana de 99 y una moda de 99. La diferencia de los datos respeta visualmente los valores de 98 y 99, lo que indica pequeñas diferencias en las lecturas, en el caso de los puntos naranjas del oxímetro, que se producen de manera muy consistente entre estos valores, mientras que los puntos azules del dispositivo muestran más dispersión alrededor del valor 98.5, lo que se traduce como en que ese dispositivo tiene menos variabilidad en las lecturas de oxígeno en sangre. La diferencia en medidas de dispersión y tendencia central

para los dos dispositivos medidos no quiere decir que tales medidas entren en contradicción entre sí.

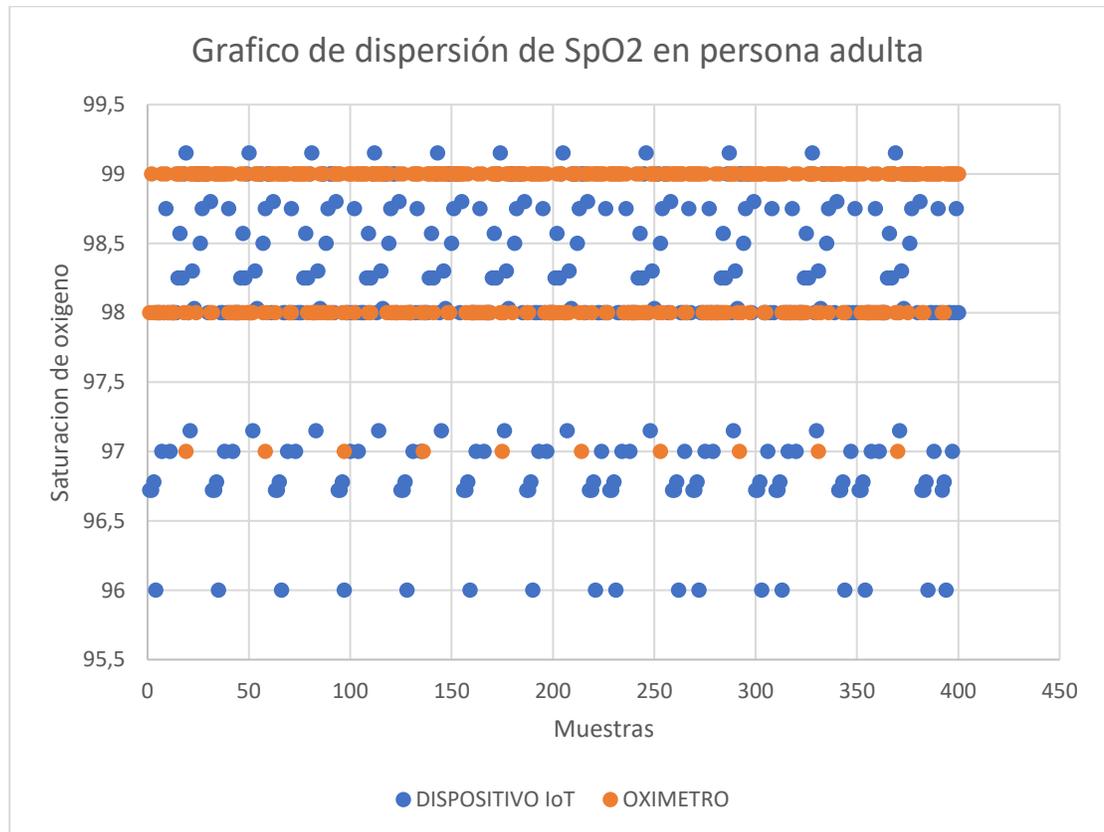


Figura 28. Gráfico de dispersión de SpO2

### Cálculo del margen de error

Ahora procedemos a obtener los promedios tanto de los datos del dispositivo IoT como los datos del oxímetro.

- Promedio del dispositivo: 97.96
- Promedio del instrumento calibrado: 98.57

$$\text{margen de error} = \frac{|98.57 - 97.96|}{98.57} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = \frac{0.61}{98.57} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = 0.62\%$$

### Análisis de los datos de frecuencia cardiaca

Al analizar los datos proporcionados, se encontró que la frecuencia cardíaca promedio del dispositivo es 94,04, la mediana es 95,3 y la moda es 97,2. En comparación con el oxímetro, el promedio es 96,62, la media es 97 y una moda es 97, lo que muestra más variación. Esto sugiere que el oxímetro da lecturas más consistentes, pero los datos del dispositivo están más dispersos. Las diferencias en las medidas de tendencia central y la variabilidad observada visualmente pueden indicar diferencias en la precisión y consistencia entre los dos dispositivos de medición. Sin embargo, cabe mencionar que el pulso humano varía de 60 a 100 latidos por minuto, por lo que los datos del dispositivo se consideran confiables.

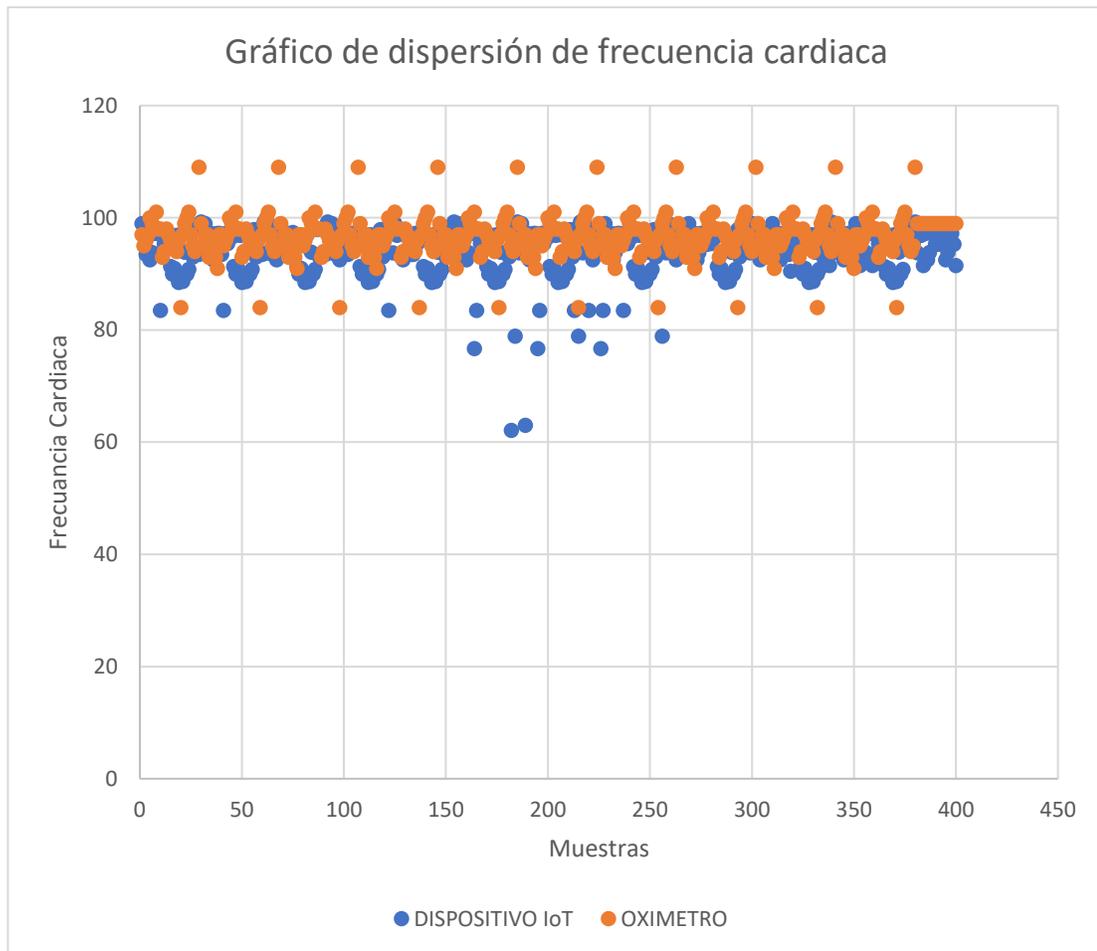


Figura 29. Gráfico de dispersión de frecuencia cardiaca

### **Cálculo del margen de error**

Ahora procedemos a obtener los promedios tanto de los datos del dispositivo IoT como los datos del oxímetro.

- Promedio del dispositivo: 94.04
- Promedio del instrumento calibrado: 96.62

$$\text{margen de error} = \frac{|96.62 - 94.04|}{96.62} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = \frac{2.57}{96.62} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = 2.67\%$$

### **Análisis de los datos de temperatura corporal**

El gráfico de dispersión presentado en la figura 30 muestra la temperatura corporal en una persona adulta, comparando las lecturas del dispositivo (azul) con las del termómetro (naranja). Los puntos de color naranja están agrupados en torno a 36.4°C, lo cual concuerda con su media y mediana de 36.1°C y 36°C respectivamente, mostrando una distribución uniforme y consistente. En contraste, los puntos azules del dispositivo propuesto muestran una mayor variabilidad, con algunos valores significativamente altos, y estadísticas más dispersas: una media de 36.39°C, una mediana de 36.42°C y dos modas (36.51°C y 36.39°C). Esto sugiere que el prototipo tiene mayor dispersión en las mediciones, con varios puntos atípicos, comparado con la estabilidad del termómetro.

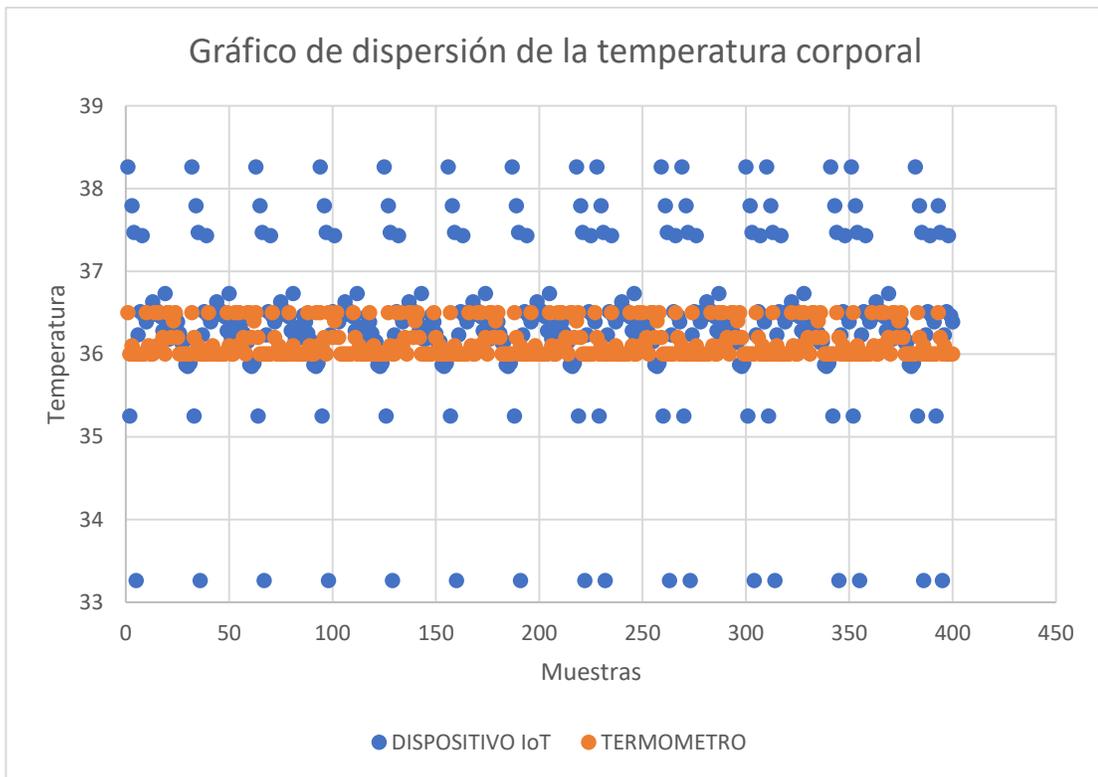


Figura 30. Gráfico de dispersión de temperatura corporal

### Cálculo del margen de error

Ahora procedemos a obtener los promedios tanto de los datos del dispositivo IoT como los datos del oxímetro.

- Promedio del dispositivo: 36.39
- Promedio del instrumento calibrado: 36.14

$$\text{margen de error} = \frac{|36.39 - 36.14|}{36.14} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = \frac{0.25}{36.14} \times 100\%$$

$$\text{margen de error} = 0.68\%$$

## 4.6. Resultados con la plataforma IoT

### 4.6.1. Integración del dispositivo con la plataforma IoT

La figura 31, muestra una interfaz gráfica que pertenece a la plataforma IoT desarrollada por el grupo de investigación TECED, diseñada para la monitorización de signos vitales. En la cual se presentan tres variables bioeléctricas fundamentales: temperatura corporal, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca para el respectivo monitoreo.



Figura 31. Visualización de los datos en la plataforma IoT

- **Temperatura Corporal**

Presenta un icono de termómetro que resalta la variable de temperatura, lo que facilita una interpretación rápida del dato. Se obtuvo un valor de 38.01°C, el sensor de temperatura mide la variable y envía el dato en formato digital a través del protocolo MQTT a la plataforma IoT.

- **Saturación de Oxígeno (SpO2)**

Un icono de oxímetro representa esta medición, asociada al dispositivo que realiza la lectura. Se obtuvo un valor de 95%, un dato que se encuentra en el rango normal. El sensor mide el porcentaje de oxigenación en la sangre y transmite el dato de forma inalámbrica.

- **Frecuencia Cardiaca**

El electrocardiograma representa la frecuencia cardíaca y pone de relieve su importancia en el control de salud, mientras que el valor resultante es de 69,79. El sensor reporta datos periódicos a partir de pulsos eléctricos que son procesados y enviados a un servidor IoT.

#### **4.7. Pruebas de protocolo de comunicación MQTT con Node-RED**

MQTT es un protocolo de comunicación ligero y eficiente diseñado para transferir datos entre dispositivos con ancho de banda limitado y alta latencia, como los dispositivos utilizados en aplicaciones de IoT. Utiliza un modelo de comunicación "editor-suscriptor", donde un cliente puede enviar datos a un tema en particular y otros clientes pueden suscribirse al tema para recibir datos. Esto hace que MQTT sea una solución ideal para dispositivos que necesitan transmitir datos inmediatamente con un consumo mínimo de recursos.

En la figura 32, se presenta un esquema donde se aprecia una configuración en Node-RED que presenta un nodo de MQTT que se encuentra configurado para suscribirse al topic (biomédica/cliente100). Este nodo está conectado a un servidor MQTT o broker identificado como "broker.emqx.io: 1883". Este broker actuará como un intermediario garantizando que los datos enviados por un cliente lleguen a todos los clientes que se encuentren suscritos al mismo topic.

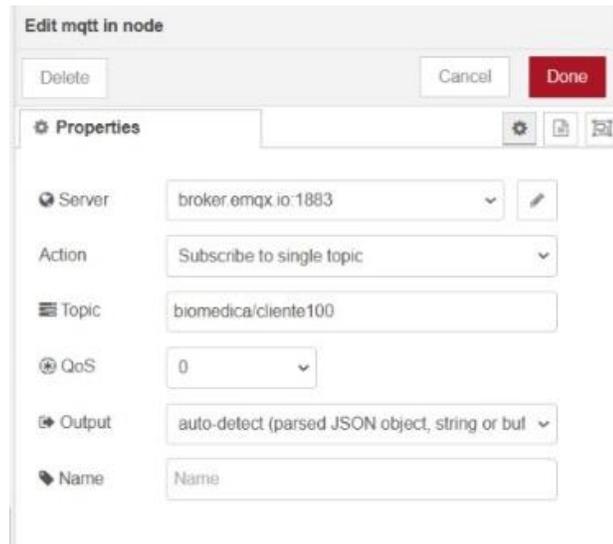


Figura 32. Parámetros de configuración del servidor MQTT

Los datos de Node-RED recibidos a través del topic (biomédica/cliente100) se muestran en el panel de depuración, tal como se muestra en la figura 33. Cada mensaje contiene un objeto JSON con parámetros como **id\_parametro**, **código** y **valor**, que corresponden a diferentes mediciones enviadas.

En la imagen se observa 3 mediciones, por ejemplo: los datos llegan en este orden, 1 es el valor de la temperatura corporal, el 2 es frecuencia cardiaca y el 5 representa el valor de la saturación de oxígeno., asociados al cliente (cliente100). Estos datos representan el resultado del intercambio de comunicación en tiempo real entre el dispositivo IoT desarrollado y el servidor MQTT, y pueden ser procesados, analizados o enviados a sistemas externos para su almacenamiento o visualización.



Figura 33. Visualización de datos en Node-RED

## CONCLUSIONES

- Se logro desarrollar un dispositivo electrónico para la medición de variables bioeléctricas. Este dispositivo combina precisión, eficiencia energética y diseño ergonómico, siendo una herramienta viable para el monitoreo domiciliario.
- Se llevo a cabo una investigación exhaustiva sobre sensores de última generación, seleccionando aquellos con mayor precisión, bajo consumo energético y dimensiones compactas. Debido a esto resulto en la elección de sensores como el MAX30102 y el MLX90614, que demostraron ser adecuados para la medición de frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal.
- El diseño del circuito electrónico se enfocó en garantizar la estabilidad y precisión en el acondicionamiento de las señales bioeléctricas adquiridas. Gracias al puerto USB tipo C del microcontrolador nos ofrece la recarga eficiente de la batería de 500 [mAh], en cuanto a la autonomía, la batería utilizada nos permite un funcionamiento continuo aproximadamente 6 horas.
- Implementar análisis estadístico, tales como la media, la mediana o la moda, para asegurar que se eliminan los valores atipicos y se mejora la exactitud de las mediciones. Esto transforma al dispositivo en una herramienta fiable para realizar el seguimiento remoto de los pacientes, sobre todo en el hogar.
- El cuerpo del dispositivo está fabricado mediante tecnología de impresión 3D y está optimizado para adaptarse perfectamente a los componentes electrónicos. Teniendo en cuenta la movilidad del usuario, el uso del dispositivo no provoca molestias.
- El intervalo de errores analizados sí refleja que el dispositivo IoT presentado sí ofrece un grado de precisión suficiente para la mayoría de las aplicaciones prácticas, con lo que se puede concluir que el dispositivo IoT tiene un correcto funcionamiento para lo que son las medidas de saturación de oxígeno y de frecuencia cardíaca. En cambio, sí existen oportunidades para aumentar la precisión de las medidas de temperatura corporal.

## RECOMENDACIONES

- El equipo debe recibir mantenimiento periódicamente para evitar problemas causados por sensores sucios o calibración incorrecta, que pueden afectar la calidad de las mediciones.
- Dado que las lecturas de temperatura corporal tienen un margen de error, puede optar por utilizar mejores estadísticas para filtrar datos atípicos, así como considerar la ubicación de los sensores, ya que son muy sensibles a las perturbaciones ambientales.
- Para garantizar el funcionamiento adecuado del dispositivo, debe estar conectado a una red WiFi con acceso a la red estable. Esto garantiza que los datos recopilados se envíen de manera eficiente a la plataforma de IoT.
- Aunque el dispositivo es ergonómico y no invasivo, tiene la oportunidad de mejorar el tamaño, esto se puede lograr usando una batería más compacta, pero esto debe preservar la eficiencia energética del dispositivo.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gómez López Manuel de Jesús, “DESARROLLO DE UN SISTEMA BIOMÉDICO PARA MONITOREO LOCAL Y REMOTO DE SIGNOS VITALES DE PACIENTES, UTILIZANDO TECNOLOGÍA DE INTERNET DE LAS COSAS IoT,” 2020, Accessed: May 07, 2024. [Online]. Available: <https://www.itca.edu.sv/wp-content/uploads/2021/02/11-Zacatecoluca-Biome%CC%81dico-Ebook.pdf>
- [2] O. W. Gómez Morles and J. I. Silva Luzuriaga, “T-ESPEL-ENI-0330. ‘DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN POLISOMNOGRAFO CON TRANSMISION DE DATOS INALAMBRICOS,’” 2014, Accessed: May 07, 2024. [Online]. Available: <chrome-extension://efaihttps://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/9120/T-ESPEL-ENI-0330.pdf?sequence=1&isAllowed=y>
- [3] A. Quiroz Estrada, G. Alonso Acosta Amaya, R. Alberto Torres Villa, Q. Estrada, and P. Jaime Isaza Cadavid, “Diseño de un sistema internet de las cosas (IoT) para el monitoreo de la presión arterial Design of an internet of things (IoT) system for blood pressure monitoring,” 2021, doi: 10.24050/reia.
- [4] D. Fuster, “Investigación cualitativa: Método fenomenológico hermenéutico Qualitative Research: Hermeneutical Phenomenological Method,” *Propósitos y Representaciones*, vol. 7, no. 1, 2019, Accessed: Jun. 14, 2024. [Online]. Available: <https://revistas.usil.edu.pe/index.php/pyr/article/view/267/615>
- [5] Michael J. Gill, “Fenomenologia como metodologia cualitativa,” 2020, Accessed: Jun. 14, 2024. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/publication/341104030\\_Phenomenology\\_as\\_qualitative\\_methodology](https://www.researchgate.net/publication/341104030_Phenomenology_as_qualitative_methodology)
- [6] Edward N. Zalta, “Hermeneutico,” Jan. 2020, Accessed: Jun. 16, 2024. [Online]. Available: <https://plato.stanford.edu/archIves/sum2020/entries/hermeneutics/>

- [7] FRIEDRICH E. SCHLEIERMACHER, “LOS DISCURSOS SOBRE HERMENEUTICA,” 1999, Accessed: Jun. 16, 2024. [Online]. Available: <https://dadun.unav.edu/bitstream/10171/6082/1/83.pdf>
- [8] Luis Sanchez Blasco, “Metodología Proyectual por Bruno Munari,” Mar. 2011, Accessed: Jun. 16, 2024. [Online]. Available: <https://www.cosasdearquitectos.com/2011/03/metodologia-proyectual-por-bruno-munari/>
- [9] Rosa E. Jiménez, “Indicadores de calidad y eficiencia de los servicios hospitalarios. Una mirada actual,” 2004, Accessed: Jun. 24, 2024. [Online]. Available: [http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-34662004000100004&script=sci\\_arttext](http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-34662004000100004&script=sci_arttext)
- [10] H. Y. S. Tanimoto, “Los parámetros psicológicos y fisiológicos del entorno de una unidad de cuidados intensivos en individuos sanos,” jun. 2001, Accessed: jun. 16, 2024. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10747570/>
- [11] Guyton y Hall, *Tratado de Fisiología Médica*, Duodécima Edición. 2021. Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.untumbes.edu.pe/bmedicina/libros/Libros10/libro125.pdf>
- [12] E. D. K. B. Eric Kipnis, “Monitoring in the Intensive Care,” Aug. 2012, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3433116/>
- [13] Andrés Mora Gómez, “Introducción de la Tecnología Médica en el aula,” Oct. 2012, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: [https://reunir.unir.net/bitstream/handle/123456789/748/2012\\_09\\_28\\_TFM\\_ESTUDIO\\_DEL\\_TRABAJO.pdf?isAllowed=y&sequence=1](https://reunir.unir.net/bitstream/handle/123456789/748/2012_09_28_TFM_ESTUDIO_DEL_TRABAJO.pdf?isAllowed=y&sequence=1)
- [14] Werner R. Trampisch, “Introducción a la tecnología sanitaria,” 2021, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://openaccess.uoc.edu/bitstream/10609/49681/2/Introducci%C3%B3n%20a%20la%20tecnol%C3%B3g%C3%ADa%20sanitaria.pdf>

20la%20tecnolog%C3%ADa%20sanitaria\_M%C3%B3dulo1\_Introducci%C3%B3n%20a%20la%20tecnolog%C3%ADa%20sanitaria.pdf

[15] Bryan Aguilar Figueroa, “DISEÑO E IMPLEMENTACION DE UN SISTEMA IoMT PARA SEÑALES ELECTROCARDIOGRAFICAS,” Jul. 2021, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: [https://www.uv.mx/veracruz/miaplicada/files/2021/07/Tesis\\_Bryan-Alexander-Aguilar-Figueroa.pdf](https://www.uv.mx/veracruz/miaplicada/files/2021/07/Tesis_Bryan-Alexander-Aguilar-Figueroa.pdf)

[16] J.-P. G. Bruno Dorsemaine, “Internet of Things: a definition & taxonomy,” 2015, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: [https://www.researchgate.net/publication/282218657\\_Internet\\_of\\_Things\\_A\\_Definition\\_Taxonomy](https://www.researchgate.net/publication/282218657_Internet_of_Things_A_Definition_Taxonomy)

[17] X. H. Lili Zhang, “The IoT-based heart disease monitoring system for pervasive healthcare service,” Sep. 2017, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877050917316745>

[18] Jean-Philippe Wary, “IoT en medicina o IoMT,” Comunidad Empresas. Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://ce.entel.cl/articulos/iot-en-medicina/>

[19] Cegid Ekon, “Usos, ventajas y aplicaciones del IoT en medicina.” Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.ekon.es/blog/iot-medicina-usos-ventajas-y-aplicaciones/>

[20] Jose Maria Herrero, “Aplicaciones del IoT en medicina.” Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://invoxmedical.com/blog/iot-medicina/>

[21] EMERGEN, “El Internet de las Cosas Médicas: Mejorando la atención médica con IoT.” Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://www.emergenresearch.com/es/blog/el-internet-de-las-cosas-m%C3%A9dicas-mejora-la-atenci%C3%B3n-sanitaria-con-iot>

- [22] Jayne Locke, "IoT en la sanidad: Aplicaciones y casos de uso." Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://es.digi.com/blog/post/iot-in-healthcare-applications>
- [23] Bismark, "Redes LPWAN para IoT: Sigfox, LORA y NB-IOT." Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://bismark.net.co/sigfox-lora-nb-iot-redes-lpwan-para-iot/>
- [24] David del Valle, "IoT: TECNOLOGÍAS, usos, tendencias y desarrollo futuro.," Nov. 2014, Accessed: Jun. 26, 2024. [Online]. Available: <https://openaccess.uoc.edu/bitstream/10609/40044/6/dbliznakoffTFM0115memoria.pdf>
- [25] Andres Gallegos, "SISTEMAS EMBEBIDOS: UNA GUÍA PRÁCTICA," Apr. 2023, Accessed: Jul. 01, 2024. [Online]. Available: <https://cruce.iteso.mx/sistemas-embebidos-una-guia-practica/>
- [26] Business, "TECNOLOGIA Y PROTOCOLOS DE COMUNICACION DE IoT," Nov. 2023, Accessed: Jul. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.xaldigital.com/blog/tecnologias-y-protocolos-de-comunicacion-de-iot/>
- [27] ALFAIOT, "PLATAFORMAS IoT," Jan. 2023, Accessed: Jul. 01, 2024. [Online]. Available: <https://alfaiot.com/iot/que-es-una-plataforma-iot-guia-completa/>
- [28] A. P. Chicaiza Chiluisa and E. G. Maigua Tarco, "Módulo IoT didáctico para la adquisición, registro y procesamiento de señales bioeléctricas, para el laboratorio de Comunicaciones de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE Sede Latacunga," Mar. 2021. Accessed: Jun. 12, 2024. [Online]. Available: <https://repositorio.espe.edu.ec/bitstream/21000/24367/1/T-ESPEL-ENI-0465.pdf>
- [29] A. Cayachoa and V. Neira, "MÓDULO DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOMÉDICAS," Nov. 2017. Accessed: Jun. 12, 2024. [Online]. Available:

<https://repository.javeriana.edu.co/bitstream/handle/10554/38756/Andrea%20Caya%20choa%20C%20Valery%20Neira.pdf?sequence=4&isAllowed=y>

[30] Efrain Valencia Brito, “DISEÑO Y CONSTRUCCION DE UN MODULO DIDACTICO PARA LA ADQUISICION Y ANALISIS DE SEÑALES ECG, EEG Y EMG,” 2013, Accessed: Jun. 17, 2024. [Online]. Available: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/4364/1/UPS-CT002627.pdf>

[31] Seed Studio, “Introducción a Seeed Studio XIAO ESP32C3,” Mar. 2020, Accessed: Nov. 18, 2024. [Online]. Available: [https://wiki.seeedstudio.com/XIAO\\_ESP32C3\\_Getting\\_Started/](https://wiki.seeedstudio.com/XIAO_ESP32C3_Getting_Started/)

[32] NAYLAMP MECHATRONICS, “SENSOR DE TEMPERATURA INFRARROJO MLX90614.” Accessed: Nov. 20, 2024. [Online]. Available: <https://naylampmechatronics.com/sensores-temperatura-y-humedad/330-sensor-de-temperatura-mlx90614.html>

[33] UNIT ELECTRONICS, “MAX30102 SENSOR PULSO CARDIACO.” Accessed: Nov. 20, 2024. [Online]. Available: [https://uelectronics.com/producto/max30102-sensor-pulso-concentracion-oxigeno/?srsltid=AfmBOorXabXh2yeamZk0E7MraNkubU\\_rD2GNSDOotpQ8SmZ7eHv4Sz4s](https://uelectronics.com/producto/max30102-sensor-pulso-concentracion-oxigeno/?srsltid=AfmBOorXabXh2yeamZk0E7MraNkubU_rD2GNSDOotpQ8SmZ7eHv4Sz4s)

[34] MovilTronics, “BATERIA LIPO 3.7v.” Accessed: Nov. 20, 2024. [Online]. Available: [https://moviltronics.com/tienda/bateria-lipo-3-7v-500mah/?srsltid=AfmBOoqWIWeH9LJu\\_igd0KHwwy\\_mQLr5tU66e-us6TVw5z1Y-J\\_61Fgd](https://moviltronics.com/tienda/bateria-lipo-3-7v-500mah/?srsltid=AfmBOoqWIWeH9LJu_igd0KHwwy_mQLr5tU66e-us6TVw5z1Y-J_61Fgd)

[35] Lucas Torres, “TagoIO,” Jan. 2019, Accessed: Nov. 23, 2024. [Online]. Available: <https://www.khomp.com/es/tagoio-solucion-iot/>

[36] Iván H. Pérez-Tavera, “Arduino IDE,” 2023, Accessed: Nov. 21, 2024. [Online]. Available: <https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/prepa4/article/view/10474/10019>

[37] FreeCAD, “¿Ques FreeCAD?” Accessed: Nov. 21, 2024. [Online]. Available: [https://wiki.freecad.org/Manual:What\\_is\\_FreeCAD/es](https://wiki.freecad.org/Manual:What_is_FreeCAD/es)

[38] M. Alomoto Tomala, “DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE MONITOREO DOMICILIARIO PARA LA GESTIÓN INTEGRAL DE LA SALUD CARDIOVASCULAR,” 2024, Accessed: Nov. 28, 2024. [Online]. Available: <https://repositorio.upse.edu.ec/bitstream/46000/12242/1/UPSE-MEA-2024-0006.pdf>

## ANEXOS

### Anexo 1

Código de dispositivo desarrollado en la IDE Arduino

```
#include <WiFi.h>
#include <HTTPClient.h>
#include <Wire.h>
#include "Credential_secrets.h"
#include <PubSubClient.h>
#include <algorithm>

#define statusWifi 10
bool ledWifi = false;

#include "MAX30100_PulseOximeter.h"
#define REPORTING_PERIOD_MS 2000
PulseOximeter pox;
uint32_t tsLastReport = 0;
uint8_t max30100_address = 0x57;

#include <Adafruit_MLX90614.h>
Adafruit_MLX90614 mlx = Adafruit_MLX90614();
uint8_t irmlx90614_address = 0x5A;

float frecCardiaca[40];
float Sop2[40];
float temp[40];

int count = 0;
float valueHR = 0.0;
float valueOxi = 0.0;
float valueTemp = 0.0;
float valueFrecAux = 0.0;
float valueOxiAux = 0.0;
float frecMayor = 0.0;
float media = 0.0;
float mediaHR = 0.0;
float mediaSP = 0.0;

//char* mqtt_server = "broker.emqx.io";
WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);
```

```

//void tempCorporal();
//void Max30100Value();

void setup(){
  Serial.begin(115200);
  pinMode(statusWifi, OUTPUT);
  ledWifi = true;
  digitalWrite(statusWifi, ledWifi);
  delay(5000);

  Serial.println();
  Serial.println();
  Serial.print("Conectando a red WiFi: ");
  Serial.println(ssid);

  WiFi.begin(ssid, password);

  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    ledWifi = !ledWifi;
    digitalWrite(statusWifi, ledWifi);
    Serial.print(".");
  }

  Serial.println("");
  Serial.print("Conectado a red WiFi: ");
  Serial.println(ssid);
  Serial.println("IP address: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());
  digitalWrite(statusWifi, LOW);

  /******SENSOR MAX30100******/
  ledWifi = true;
  digitalWrite(statusWifi, ledWifi);
  delay(2000);
  if (!pox.begin()) {
    Serial.println("OXIMETRO ERROR");
    ESP.restart();
    for(;;);
  } else {
    Serial.println("OXIMETRO OK");
  }
}
pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);

```

```

//pox.setOnBeatDetectedCallback(onBeatDetected);

/*****SENSOR MLX90614 *****/
if (!mlx.begin()) {
  Serial.println("Error de sensor MLX.");
  while (1);
};

Serial.print("Emissivity = "); Serial.println(mlx.readEmissivity());

Serial.println("=====
");

ledWifi = false;

client.setServer("broker.emqx.io", 1883);
client.setCallback(callback);
digitalWrite(statusWifi, ledWifi);
}

void loop(){
  Serial.println(F("Lectura de temperatura..."));
  //tempCcorporal();
  //Max30100Value();
  /*****/
  count = 0;
  tsLastReport = millis();
  while(true){
    if(millis() - tsLastReport > 1000){
      temp[count] = mlx.readObjectTempC();
      Serial.print(".");
      count++;
      tsLastReport = millis();
    }

    if(count>40){
      std::sort(temp, temp + 40);
      // Calcular el primer cuartil (Q1) y el tercer cuartil (Q3)
      float Q1 = temp[9]; // Aproximadamente el primer cuartil (posición 10)
      float Q3 = temp[29]; // Aproximadamente el tercer cuartil (posición 30)
      float IQR = Q3 - Q1; // Rango intercuartílico

      // Definir los límites para detectar valores atípicos

```

```

float limiteInferior = Q1 - 1.5 * IQR;
float limiteSuperior = Q3 + 1.5 * IQR;
// Arrays temporales para almacenar valores sin atípicos y valores atípicos
float valoresSinAtipicos[40];
float valoresAtipicos[40];
int indiceSinAtipicos = 0;
int indiceAtipicos = 0;

// Clasificar valores entre atípicos y no atípicos
for (int i = 0; i < 40; i++) {
    if (temp[i] >= limiteInferior && temp[i] <= limiteSuperior) {
        valoresSinAtipicos[indiceSinAtipicos] = temp[i];
        indiceSinAtipicos++;
    } else {
        valoresAtipicos[indiceAtipicos] = temp[i];
        indiceAtipicos++;
    }
}

// Mostrar los valores sin atípicos
//Serial.println("Valores sin atípicos:");
//for (int i = 0; i < indiceSinAtipicos; i++) {
//    Serial.println(valoresSinAtipicos[i]);
//}

// Mostrar los valores atípicos
//Serial.println(F("Valores atípicos:"));
//for (int i = 0; i < indiceAtipicos; i++) {
//    Serial.println(valoresAtipicos[i]);
//}

// Calcular y mostrar la media de los datos sin atípicos
float suma = 0;
for (int i = 0; i < indiceSinAtipicos; i++) {
    suma += valoresSinAtipicos[i];
}
media = suma / indiceSinAtipicos;
Serial.print(F("Temperatura media sin atípicos: "));
Serial.println(media);

// Calcular la mediana sin atípicos
float mediana;
if (indiceSinAtipicos % 2 == 0) {

```

```

    mediana = (valoresSinAtipicos[indiceSinAtipicos / 2 - 1] +
valoresSinAtipicos[indiceSinAtipicos / 2]) / 2.0;
  } else {
    mediana = valoresSinAtipicos[indiceSinAtipicos / 2];
  }
  Serial.print(F("Mediana sin atípicos: "));
  Serial.println(mediana);

// Calcular la moda sin atípicos
float moda = valoresSinAtipicos[0];
int maxCount = 1;
int count = 1;
for (int i = 1; i < indiceSinAtipicos; i++) {
  if (valoresSinAtipicos[i] == valoresSinAtipicos[i - 1]) {
    count++;
  } else {
    if (count > maxCount) {
      maxCount = count;
      moda = valoresSinAtipicos[i - 1];
    }
    count = 1;
  }
}
if (count > maxCount) {
  moda = valoresSinAtipicos[indiceSinAtipicos - 1];
}
Serial.print("Moda sin atípicos: ");
Serial.println(modas);

Serial.println("=====
==");
  break;
}
}

/*****
*****/

count = 0;
if (!pox.begin()) {
  Serial.println(F("FAILED"));
  ESP.restart();
}

```

```

    for(;;);
  } else {
    Serial.println(F("SUCCESS"));
  }
  Serial.println();
  pox.setIRLedCurrent(MAX30100_LED_CURR_7_6MA);
  Serial.println(F("Lectura de oximetro"));
  tsLastReport = millis();

  while(true){
    pox.update();
    if(millis() - tsLastReport > 1000){
      valueFrecAux = pox.getHeartRate();
      valueOxiAux = pox.getSpO2();
      if(valueFrecAux>0.0 && valueOxiAux>0.0){
        frecCardiaca[count] = valueFrecAux;
        Sop2[count] = valueOxiAux;
        Serial.println(frecCardiaca[count]);
        Serial.println(Sop2[count]);
        count++;
      }
      tsLastReport = millis();
    }
  }

  if(count>40){
    std::sort(frecCardiaca, frecCardiaca + 40);
    std::sort(Sop2, Sop2 + 40);
    // Calcular el primer cuartil (Q1) y el tercer cuartil (Q3)
    float x1 = frecCardiaca[9]; // Aproximadamente el primer cuartil (posición
10)
    float x3 = frecCardiaca[29]; // Aproximadamente el tercer cuartil (posición 30)
    float IQRHR = x3 - x1; // Rango intercuartílico

    // Calcular el primer cuartil (Q1) y el tercer cuartil (Q3)
    float y1 = Sop2[9]; // Aproximadamente el primer cuartil (posición 10)
    float y3 = Sop2[29]; // Aproximadamente el tercer cuartil (posición 30)
    float IQRSP = y3 - y1; // Rango intercuartílico

    // Definir los límites para detectar valores atípicos
    float limiteInferiorHR = x1 - 1.5 * IQRHR;
    float limiteSuperiorHR = x3 + 1.5 * IQRHR;

    // Definir los límites para detectar valores atípicos
    float limiteInferiorSP = y1 - 1.5 * IQRSP;

```

```

float limiteSuperiorSP = y3 + 1.5 * IQRSP;

// Arrays temporales para almacenar valores sin atípicos y valores atípicos
float valoresSinAtipicosHR[40];
float valoresAtipicosHR[40];
int indiceSinAtipicosHR = 0;
int indiceAtipicosHR = 0;

// Arrays temporales para almacenar valores sin atípicos y valores atípicos
float valoresSinAtipicosSP[40];
float valoresAtipicosSP[40];
int indiceSinAtipicosSP = 0;
int indiceAtipicosSP = 0;

// Clasificar valores entre atípicos y no atípicos
for (int i = 0; i < 40; i++) {
    if (frecCardiaca[i] >= limiteInferiorHR && frecCardiaca[i] <=
limiteSuperiorHR) {
        valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR] = frecCardiaca[i];
        indiceSinAtipicosHR++;
    } else {
        valoresAtipicosHR[indiceAtipicosHR] = frecCardiaca[i];
        indiceAtipicosHR++;
    }
}

// Clasificar valores entre atípicos y no atípicos
for (int i = 0; i < 40; i++) {
    if (Sop2[i] >= limiteInferiorSP && Sop2[i] <= limiteSuperiorSP) {
        valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP] = Sop2[i];
        indiceSinAtipicosSP++;
    } else {
        valoresAtipicosSP[indiceAtipicosSP] = Sop2[i];
        indiceAtipicosSP++;
    }
}

// Mostrar los valores sin atípicos
//Serial.println("Valores sin atípicos:");
//for (int i = 0; i < indiceSinAtipicosHR; i++) {
// Serial.println(valoresSinAtipicosHR[i]);
//}

// Mostrar los valores atípicos

```

```

//Serial.println(F("Valores atípicos:"));
//for (int i = 0; i < indiceAtipicosHR; i++) {
// Serial.println(valoresAtipicosHR[i]);
//}

// Calcular y mostrar la media de los datos sin atípicos
float sumaHR = 0;
for (int i = 0; i < indiceSinAtipicosHR; i++) {
  sumaHR += valoresSinAtipicosHR[i];
}
mediaHR = sumaHR / indiceSinAtipicosHR;
Serial.print(F("HR media sin atípicos: "));
Serial.println(mediaHR);

float sumaSP = 0;
for (int i = 0; i < indiceSinAtipicosSP; i++) {
  sumaSP += valoresSinAtipicosSP[i];
}
mediaSP = sumaSP / indiceSinAtipicosSP;
Serial.print(F("SP02 media sin atípicos: "));
Serial.println(mediaSP);

// Calcular la mediana sin atípicos
float medianaHR;
if (indiceSinAtipicosHR % 2 == 0) {
  medianaHR = (valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR / 2 - 1] +
valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR / 2]) / 2.0;
} else {
  medianaHR = valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR / 2];
}
Serial.print(F("Mediana HR sin atípicos: "));
Serial.println(mediaHR);

float medianaSP;
if (indiceSinAtipicosSP % 2 == 0) {
  medianaSP = (valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP / 2 - 1] +
valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP / 2]) / 2.0;
} else {
  medianaSP = valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP / 2];
}
Serial.print(F("Mediana SPO2 sin atípicos: "));
Serial.println(mediaSP);

// Calcular la moda sin atípicos

```

```

float modaHR = valoresSinAtipicosHR[0];
int maxCountHR = 1;
int countHR = 1;
for (int i = 1; i < indiceSinAtipicosHR; i++) {
    if (valoresSinAtipicosHR[i] == valoresSinAtipicosHR[i - 1]) {
        countHR++;
    } else {
        if (countHR > maxCountHR) {
            maxCountHR = countHR;
            modaHR = valoresSinAtipicosHR[i - 1];
        }
        countHR = 1;
    }
}
if (countHR > maxCountHR) {
    modaHR = valoresSinAtipicosHR[indiceSinAtipicosHR - 1];
}
Serial.print(F("Moda HR sin atípicos: "));
Serial.println(modaHR);

```

```

float modaSP = valoresSinAtipicosSP[0];
int maxCountSP = 1;
int countSP = 1;
for (int i = 1; i < indiceSinAtipicosSP; i++) {
    if (valoresSinAtipicosSP[i] == valoresSinAtipicosSP[i - 1]) {
        countSP++;
    } else {
        if (countSP > maxCountSP) {
            maxCountSP = countSP;
            modaSP = valoresSinAtipicosSP[i - 1];
        }
        countSP = 1;
    }
}
if (countSP > maxCountSP) {
    modaSP = valoresSinAtipicosSP[indiceSinAtipicosSP - 1];
}
Serial.print(F("Moda SPO2 sin atípicos: "));
Serial.println(modaSP);

```

```

Serial.println("=====
==");
break;
}

```

```

}

/*****
*****/
String payload = "[{\"id_parametro\": 1, \"codigo\": \"cliente100\", \"valor\": ";
    payload += media;
    payload += "},";
    payload += "{\"id_parametro\": 2, \"codigo\": \"cliente100\", \"valor\": ";
    payload += mediaHR;
    payload += "},";
    payload += "{\"id_parametro\": 5, \"codigo\": \"cliente100\", \"valor\": ";
    payload += mediaSP;
    payload += "}]";
if (!client.connected()) {
    reconnect();
}
client.loop();
client.publish("biomedica/cliente100", payload.c_str());
ResetValue();
}

```