

Instituto Tecnológico de Costa Rica

Escuela de Ingeniería Electrónica



Diseño e implementación de un sistema portátil multiparamétrico para monitoreo remoto de signos vitales

Informe de Trabajo Final de Graduación para optar por el título de Ingeniero en Electrónica con el grado académico de Licenciatura

Presenta:

Daniel Vinicio Quesada Camacho

Cartago, Costa Rica

26 de noviembre de 2025



Diseño e implementación de un sistema portátil multiparamétrico para monitoreo remoto de signos vitales © 2025 de Daniel Quesada Camacho tiene licencia **CC BY-NC-SA 4.0**.

Para ver una copia de esta licencia, visite:

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE COSTA RICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN
ACTA DE APROBACIÓN**

**Defensa de Trabajo Final de Graduación
Requisito para optar por el título de Ingeniero en Electrónica
Grado Académico de Licenciatura
Instituto Tecnológico de Costa Rica**

El Tribunal Evaluador aprueba la defensa del Trabajo Final de Graduación denominado Diseño e implementación de un sistema portátil multiparamétrico para monitoreo remoto de signos vitales, realizado por el caballero Daniel Vinicio Quesada Camacho, y hace constar que cumple con las normas establecidas por la Escuela de Ingeniería Electrónica del Instituto Tecnológico de Costa Rica.

Miembros del Tribunal

SERGIO ARTURO MORALES HERNANDEZ (FIRMA)
PERSONA FISICA, CPF-02-0455-0934.
Fecha declarada: 01/12/2025 06:50:44 PM
Esta es una representación gráfica únicamente,
verifique la validez de la firma.

Ing. Sergio Morales Hernández
Profesor lector



TEC | Tecnológico
de Costa Rica
Firmado digitalmente
por HUGO ANDRES
SANCHEZ ORTIZ (FIRMA)
Fecha: 2025.12.01
12:56:14 +01'00'

Ing. Hugo Sánchez Ortiz
Profesor lector

PAOLA VEGA CASTILLO (FIRMA)
PERSONA FISICA, CPF-01-0937-0493.
Fecha declarada: 02/12/2025 10:53:45 AM
Esta representación visual no es fuente
de confianza. Valide siempre la firma.

Dr.-Ing. Paola Vega Castillo
Profesor asesor

Cartago, 26 de noviembre de 2025

**INSTITUTO TECNOLÓGICO DE COSTA RICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA
TRABAJO FINAL DE GRADUACIÓN
TRIBUNAL EVALUADOR
ACTA DE EVALUACIÓN**

Defensa de Trabajo Final de Graduación
Requisito para optar por el título de Ingeniero en Electrónica
Grado Académico de Licenciatura
Instituto Tecnológico de Costa Rica

Estudiante: Daniel Vinicio Quesada Camacho

Carné: 2018319700

Nombre del Proyecto: *Diseño e implementación de un sistema portátil multiparamétrico para monitoreo remoto de signos vitales*

Los miembros de este Tribunal hacen constar de que este proyecto de graduación ha sido aprobado y cumple con las normas establecidas por la Escuela de Ingeniería Electrónica del Instituto Tecnológico de Costa Rica y es merecedor de una nota de

Nota de Trabajo Final de Graduación: **100**

Miembros del Tribunal

SERGIO ARTURO MORALES HERNANDEZ (FIRMA)
PERSONA FISICA, CPF-02-0455-0934.
Fecha declarada: 01/12/2025 06:50:07 PM
Esta es una representación gráfica únicamente,
verifique la validez de la firma.

Ing. Sergio Morales Hernández
Profesor lector



TEC | Tecnológico
de Costa Rica
Firmado digitalmente por
HUGO ANDRES SANCHEZ
ORTIZ (FIRMA)
Fecha: 2025.12.01
12:55:54 +01'00'

Ing. Hugo Sánchez Ortiz
Profesor lector

PAOLA VEGA CASTILLO (FIRMA)
PERSONA FISICA, CPF-01-0937-0493.
Fecha declarada: 02/12/2025 10:54:22 AM
Esta representación visual no es fuente
de confianza. Valide siempre la firma.

Dr.-Ing. Paola Vega Castillo
Profesor asesor

Cartago, 26 de noviembre de 2025

Yo, Daniel Quesada Camacho, declaro que el presente proyecto de graduación ha sido realizado en su totalidad por mi persona, aplicando literatura referente al tema e introduciendo conocimientos propios.

En los casos que he utilizado material bibliográfico, he procedido a indicar las fuentes mediante citas. En consecuencia, asumo la responsabilidad total por el trabajo de graduación realizado y por el contenido del correspondiente informe final.

Daniel Quesada Camacho
Cédula 1-1767-0249
San José, 4 de noviembre del 2025

Resumen

Este Trabajo Final de Graduación consiste en el diseño y la implementación de un prototipo portátil multiparamétrico para el monitoreo remoto de signos vitales (frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal). El sistema integra sensores no invasivos (MAX30102, MLX90614), un microcontrolador ESP32 con conectividad Wi-Fi, almacenamiento local (microSD) y transmisión a la nube (Adafruit IO) con estrategia de “almacenar y reenviar” para condiciones de conectividad intermitente. Se evaluó la precisión frente a equipos de referencia (ZacVrate) obteniendo una desviación promedio en BPM cercana a 1.07 BPM (1.09% error relativo) y se implementó filtrado IIR y calibración para mejorar la robustez de las lecturas. En pruebas de autonomía en el peor escenario (transmisión continua y escritura en microSD) con una batería de 2000 mAh, el prototipo alcanzó 6 h 47 min de operación, lo que permitió estimar una potencia real promedio de 0.982 W. También, se discuten limitaciones, validez preliminar y rutas para validación clínica y certificación futura.

Palabras clave: Telemedicina, e-Health, monitoreo remoto, ESP32, MAX30102, MLX90614, microSD, Adafruit IO, autonomía energética.

Abstract

This Final Graduation Project consists on the design and implementation of a portable multiparametric prototype for remote monitoring of vital signs (heart rate, oxygen saturation, and body temperature). The system integrates non-invasive sensors (MAX30102, MLX90614), an ESP32 microcontroller with Wi-Fi connectivity, local storage (microSD), and cloud transmission (Adafruit IO) with a “store and forward” strategy for intermittent connectivity conditions. Accuracy was evaluated against reference equipment (ZacVrate), obtaining an average deviation in BPM of approximately 1.07 BPM (1.09% relative error), and IIR filtering and calibration were implemented to improve the robustness of the readings. In worst-case autonomy tests (continuous transmission and writing to microSD) with a 2000 mAh battery, the prototype reached 6 h 47 min of operation, allowing an estimated average actual power of 0.982 W. Limitations, preliminary validity, and paths for clinical validation and future certification are also discussed.

Palabras clave: Telemedicine, e-Health, remote monitoring, ESP32, MAX30102, MLX90614, microSD, Adafruit IO, energy autonomy.

Dedicatoria especial a mi querida familia, quienes me han apoyado incondicionalmente. A mi madre que me vio a altas horas de la noche haciendo trabajos y así me alentaba a mejorar. A mi abuela materna que, apesar de que ya no está conmigo, me impulsó en los primeros años de la carrera, que fueron los más duros durante el proceso de adaptación. ¡Sí lo logré ma y abuela Vicky! También, se lo dedico a mis compañeros del colegio más cercanos, que se volvieron como los hermanos que nunca tuve y que aunque no lo sepan me ayudaron mucho cuando emocionalmente no pasaba por mis mejores momentos durante la carrera. Finalmente, una dedicatoria especial e inesperada para mi tía Marcela la cual ya no está con nosotros, justamente, 5 días antes de mi defensa del proyecto, por lo cual, en su memoria le quisiera dedicar este logro y hacerle saber con orgullo que ya soy ingeniero, porque sé que desde el cielo ella me observó y apoyó junto con mi abuela, y quiero que sepán que nunca las olvidaré y siempre vivirán en mi corazón . . .

Agradecimientos

A mis amigos que hice en la carrera, en especial a Ivan Campbell y a Santiago Cisneros, que tuve la suerte de conocerlos a lo largo de la carrera, a Ivan en un curso donde prácticamente por obra del destino quedamos él y yo como compañeros de laboratorio, a Santi que lo conocí porque me ofreció un café cuando yo estaba en la asistencia, y quien diría que a partir de ahí seríamos muy buenos amigos y aún más porque cumplimos el mismo día, también, decir que ambos me ayudaron mucho especialmente con los “rides” desde Cartago que con todo el gusto del mundo lo hacían, en esos viajes donde se hablaba de todo e hicieron que los viajes fueran bastante inolvidables y divertidos. Además, quiero agradecer a todos esos amigos que me permitieron quedarme en su apartamento para descansar y dentro de esos amigos destaco a Montserrat Monge porque apesar de su muy mala suerte para todo lo que hacía me hacía reír con cada historia que me contaba demostrándome la confianza que al día de hoy me tiene. Asimismo, quiero agradecer con los que mejor me llevaba de los miembros de la asociación de electrónica por hacer de ese lugar un espacio bastante entretenido que me permitió conocer muchas personas increíbles y talentosas que me ayudaron mucho en el desarrollo personal.

En general, quiero agradecer a los amigos que hice de otras carreras y de mi carrera durante toda la estadía en la universidad, que a pesar de que hubo buenos y malos momentos siempre se pudo ver el aprendizaje para así mejorar mi desarrollo como persona.

Finalmente, el agradecimiento más grande es para mi familia, en especial a mi abuela materna, que apesar que ya no está conmigo desde 2021, siempre me demostró que el cariño va más allá que solo las palabras sino que se muestra con acciones y actos de servicio. Siempre tuve el apoyo de ellos desde que entré a la universidad, les agradezco mucho desde lo más simple hasta, por ejemplo, tener siempre un plato de comida cuando yo llegaba tarde a la casa de la Universidad.

Índice general

Índice de figuras	III
Índice de tablas	IV
1. Introducción	1
1.1. Entorno	1
1.2. Síntesis del problema	2
1.3. Enfoque de la solución	2
1.4. Objetivos	2
1.4.1. Meta	2
1.4.2. Objetivo General	3
1.4.3. Objetivos específicos	3
2. Marco teórico	4
2.1. Salud Digital y Telemedicina	4
2.2. Signos Vitales y Relevancia Clínica	5
2.3. Tecnologías de Sensado Biomédico	6
2.3.1. Sensores No Invasivos para Monitoreo	6
2.3.2. Precisión y Limitaciones de los Sensores	7
2.4. Microcontroladores en Dispositivos Biomédicos	8
2.4.1. Microcontrolador seleccionado	8
2.4.2. Comparación con Otras Opciones	9
2.5. Protocolos de Comunicación en Sistemas Biomédicos	11
2.5.1. Protocolo I ² C (<i>Inter-Integrated Circuit</i>):	11
2.5.2. Protocolo SPI (<i>Serial Peripheral Interface</i>):	12
2.6. Gestión Energética y Autonomía	12
2.6.1. Uso de Baterías y Convertidores DC-DC:	12
2.6.2. Autonomía Energética en Contextos Rurales:	15
2.7. Almacenamiento y Conectividad	16
2.7.1. Función del almacenamiento local (MicroSD / SPI Flash)	16
2.7.2. Conexión inalámbrica a una plataforma	16
2.8. Seguridad y Privacidad de Datos Médicos	17

2.8.1. Buenas Prácticas Básicas de Seguridad:	17
2.9. Dispositivos Comparables	18
2.9.1. Comparación con <i>smartwatches</i> y Oxímetros Comerciales	18
2.9.2. Diferenciación del Prototipo	18
2.10. Procesamiento del filtrado de la Señal	19
2.10.1. Filtrado IIR de Primer Orden	19
3. Diseño	21
3.1. Arquitectura General del Sistema	21
3.2. Diseño Electrónico	23
3.2.1. Selección del Microcontrolador	23
3.2.2. Selección de los Sensores Biomédicos	24
3.2.3. Selección de una Interfaz de Usuario	25
3.2.4. Selección de un módulo de respaldo	25
3.2.5. Selección del sistema de gestión de energía	26
3.2.6. Selección de la plataforma para el dashboard	27
3.2.7. Esquemático electrónico del sistema	28
3.3. Gestión Energética y Autonomía	29
3.3.1. Evaluación de la Autonomía	29
3.4. Diseño de Software/Firmware	31
3.4.1. Aplicación de calibración	32
3.4.2. Aplicación del Filtrado	33
3.5. Diseño y portabilidad	34
4. Resultados y Análisis de Resultados	35
4.1. Ensamblaje del prototipo	35
4.2. Adquisición de señales	39
4.2.1. Lectura de Datos Crudos (RAW)	39
4.2.2. Calibración y Filtrado del sensor de Temperatura (MLX90614)	39
4.2.3. Calibración y filtrado del sensor de Ritmo Cardíaco y SpO ₂ (MAX30102)	45
4.3. Almacenamiento local y transmisión en la nube	50
4.4. Evaluación de la autonomía energética	54
4.4.1. Cálculo del Consumo de Potencia Real del Sistema	56
5. Conclusiones y recomendaciones	57
5.1. Conclusiones	57
5.2. Recomendaciones	58
Bibliografía	59

Índice de figuras

2.1. Sensor de Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno [17].	7
2.2. Sensor de Temperatura Corporal [19].	7
2.3. Microcontrolador ESP32 [22].	8
2.4. Conexión de tres dispositivos a un bus de comunicación I2C [29].	11
2.5. Conexión de tres dispositivos a un bus de comunicación SPI [30].	12
2.6. Batería de polímero de litio.	13
2.7. Módulo conversor de voltaje MT3608 [35].	13
2.8. Módulo IP5310 [36].	14
2.9. Módulo TP4056 [36].	14
3.1. Diagrama ilustrativo del sistema.	22
3.2. Diagrama del pinout del ESP32.	23
3.3. Módulo lector de microSD seleccionado.	26
3.4. Esquemático Electrónico del Sistema.	28
3.5. Diagrama de flujo del monitoreo de salud.	32
4.1. Montaje en protoboard del sistema.	35
4.2. Desarrollo del diseño de <i>PCB</i> en <i>Autodesk Fusion 360</i>	36
4.3. Modelo 3D del sistema.	37
4.4. Encapsulado del sistema.	37
4.5. <i>PCB</i> física del sistema.	38
4.6. Prototipo del sistema.	38
4.7. Datos de temperatura calibrados.	41
4.8. Envío de datos de sensores online.	51
4.9. Envío de datos offline completado desde la microSD al panel offline.	52
4.10. Modo <i>Offline</i> Activado (MOA).	52
4.11. Subida de Datos.	52
4.12. Datos Offline recibidos después de re-conexión.	53
4.13. Prueba de autonomía del sistema.	55
4.14. Progreso de la prueba de autonomía.	55

Índice de tablas

2.1. Comparación de microcontroladores para el sistema de monitoreo	10
3.1. Descripción general de los subsistemas y componentes principales del sistema .	21
3.2. Interfaces, módulos y pines asignados del sistema	24
3.3. Asignación de pines del ESP32 para la comunicación SPI con el módulo microSD.	26
3.4. Feeds de Adafruit IO para el sistema de monitoreo	27
3.5. Consumo de corriente estimado de los componentes del prototipo	30
4.1. Características de los sensores del prototipo	39
4.2. Comparación de mediciones de temperatura	40
4.3. Comparación de mediciones de temperatura calibrada.	41
4.4. Promedios de temperatura obtenidos por ambos sensores.	42
4.5. Comparación de mediciones de temperatura con filtro IIR.	43
4.6. Promedios de temperatura obtenidos por el filtro IIR.	44
4.7. Comparación de mediciones de frecuencia cardíaca y SpO2 sin calibrar con filtro IIR.	45
4.8. Promedios de SpO2 obtenidos por ambos dispositivos.	46
4.9. Comparación de mediciones de frecuencia cardíaca (BPM) y saturación de oxígeno (SpO2) entre el dispositivo comercial ZacVrate y el prototipo calibrado y filtrado.	47
4.10. Promedios de SpO2 obtenidos por ambos dispositivos.	48
4.11. Promedios de frecuencia cardíaca obtenidos por ambos dispositivos.	49

Capítulo 1

Introducción

1.1. Entorno

El presente trabajo se contextualiza dentro del seguimiento al proyecto “*Destinos Turísticos Inteligentes: tecnologías de información y comunicación aplicadas al turismo*” [1], con un enfoque específico en el área de salud digital o *e-Health*. En este marco, se identificó una brecha tecnológica significativa en cantones como San Carlos, Tarrazú, Sarchí y Tibás. A pesar de su potencial turístico, estas regiones presentan un nivel de madurez tecnológica en salud sumamente bajo, con un promedio de apenas 1.35 en una escala de 10, lo que evidencia la escasa incorporación de soluciones digitales aplicadas a la atención médica. Esta carencia limita la capacidad de realizar diagnósticos preventivos y el monitoreo adecuado de signos vitales.

La ausencia de herramientas de telemonitoreo repercute directamente en la eficiencia del sistema de salud. Sin un seguimiento constante de los pacientes, muchas condiciones que podrían manejarse de forma preventiva terminan evolucionando hacia cuadros más graves que requieren hospitalización. Como consecuencia, se incrementa la ocupación de camas y se sobrecargan los servicios médicos, forzando a que el sistema funcione de manera reactiva en lugar de preventiva, es decir, atendiendo emergencias en lugar de prevenir su ocurrencia, por lo cual genera mayores costos operativos y un impacto social significativo.

La situación es aún más crítica si se considera el perfil epidemiológico de estas zonas, donde existe un alto riesgo de enfermedades crónicas como afecciones cardiovasculares y respiratorias [2]. Dichos padecimientos requieren control y monitoreo continuo para evitar complicaciones graves, pero la falta de tecnologías de telemedicina convierte esta necesidad en una vulnerabilidad sanitaria. Tanto residentes como turistas se ven expuestos a diagnósticos tardíos y a un mayor riesgo en situaciones de emergencia.

Frente a este escenario, se evidencia la necesidad de desarrollar soluciones accesibles y confiables que fortalezcan la atención preventiva. Por lo tanto, se propone un prototipo de dispositivo portátil y de bajo costo para el monitoreo de signos vitales, que se enmarca en el concepto de sistemas de punto de atención (*Point-of-Care o PoC*). Este prototipo será como

base para herramientas más completas en el futuro. Su diseño busca no solo apoyar la telemedicina en regiones con baja conectividad y recursos limitados, sino también contribuir a la reducción de la sobrecarga hospitalaria y mejorar la capacidad de respuesta del sistema de salud al permitir una atención más ágil y cercana al paciente.

1.2. Síntesis del problema

La baja disponibilidad de tecnologías médicas en zonas rurales y turísticas limita el monitoreo oportuno de la salud y dificulta la implementación de esquemas de telemedicina.

1.3. Enfoque de la solución

El proyecto plantea como enfoque principal el desarrollo de un prototipo portátil multiparamétrico de bajo costo, orientado al monitoreo remoto de signos vitales en comunidades rurales y destinos turísticos con acceso limitado a servicios de salud. La solución se plantea bajo un modelo de atención preventiva y digital, donde la recopilación de parámetros básicos como la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal pueda realizarse de forma sencilla, confiable y accesible.

Desde la perspectiva tecnológica, el sistema busca integrar sensores biomédicos no invasivos con un microcontrolador de bajo consumo y capacidad de conectividad inalámbrica hacia plataformas digitales. Este sistema permitirá transmitir los datos recolectados a la nube mediante conexión Wi-Fi o almacenarlos localmente en una memoria micro SD en caso de no disponer de conexión, garantizando así la continuidad en el seguimiento del paciente.

El diseño se apoya en principios de portabilidad, autonomía, modularidad y escalabilidad, de modo que el prototipo pueda adaptarse a diferentes contextos y evolucionar en el futuro hacia soluciones más completas en el marco de la telemedicina. Con este enfoque, se busca sentar las bases para un dispositivo que no solo aporte a la inclusión digital en salud, sino que también contribuya a mejorar la respuesta ante emergencias y la gestión de enfermedades crónicas, en especial en regiones con brechas tecnológicas.

1.4. Objetivos

1.4.1. Meta

- Contribuir a la optimización de la atención médica en comunidades rurales y áreas turísticas de Costa Rica a través del desarrollo de un sistema portátil de monitoreo de pacientes para habilitar servicios de telemedicina y servicios de salud en el punto de cuidado (PoC).

1.4.2. Objetivo General

- Implementar un sistema portátil multiparamétrico que permita el monitoreo remoto de signos vitales, con capacidad de transmisión de datos a una plataforma en la nube para su visualización en tiempo real o sincronización diferida, diseñado para operar de forma autónoma y ser viable en entornos con poca o nula conexión a la red.

1.4.3. Objetivos específicos

1. Integrar el subsistema electrónico para la adquisición de señales biomédicas portátiles.
2. Implementar la transmisión de datos de los signos vitales a una plataforma en la nube.
3. Integrar un sistema de alimentación autónomo y portátil que garantice el funcionamiento continuo del dispositivo.

Capítulo 2

Marco teórico

2.1. Salud Digital y Telemedicina

Para comprender plenamente el alcance y la relevancia del proyecto, es fundamental establecer una base conceptual sólida. La Organización Mundial de la Salud (OMS) define formalmente la *e-Health* como el uso rentable y seguro de las tecnologías de la información y la comunicación en apoyo de la salud y los campos relacionados con la salud, incluyendo los servicios de atención sanitaria, la vigilancia de la salud, la literatura sanitaria y la educación, el conocimiento y la investigación en materia de salud [3, 4].

El término *e-Health* ha evolucionado desde su concepción inicial en la década de 1990 como "medicina de Internet" para abarcar un espectro más amplio de tecnologías y aplicaciones. Hoy en día, se reconoce una jerarquía conceptual donde la *e-Health* es un subconjunto de un término más amplio, la Salud Digital (*Digital Health*). La Salud Digital es un concepto paraguas que engloba a la *e-Health* (y, por extensión, a la *m-Health*, o salud móvil), así como a áreas emergentes como el uso de las ciencias informáticas avanzadas en macrodatos (*Big data*) y la inteligencia artificial. Por su parte, la *m-Health* se refiere específicamente al uso de tecnologías móviles inalámbricas para la salud [5].

Dentro de este ecosistema, la telemedicina se destaca como un componente esencial. La OMS la define como el uso de las telecomunicaciones y la tecnología virtual para prestar atención sanitaria fuera de los centros sanitarios tradicionales. La telemedicina no es un concepto estático, sus aplicaciones pueden ser tanto en tiempo real (modo síncrono) como en tiempo diferido (modo asíncrono), lo que permite una gran flexibilidad en su implementación.

Asimismo, la telemedicina ha demostrado ser una herramienta transformadora para superar las barreras de acceso a la atención médica en una variedad de contextos, especialmente en áreas geográficas y sociales específicas. Su importancia se manifiesta de manera crucial en dos escenarios que son particularmente relevantes para este proyecto como lo son las zonas rurales y los contextos turísticos.

En las zonas rurales y aisladas, la telemedicina contribuye directamente a reducir las desigualdades en el acceso a la salud. Al permitir la comunicación a distancia entre pacientes

y profesionales, se facilitan diagnósticos y tratamientos más rápidos, evitando los traslados largos, costosos y a menudo innecesarios a centros médicos lejanos. Para los profesionales de la salud que trabajan en estos entornos, la telemedicina les permite acceder a más información y apoyo de especialistas, mejorando la toma de decisiones en situaciones de incertidumbre. En el contexto del proyecto, las regiones de San Carlos, Tarrazú, Sarchí y Tibás son el ejemplo perfecto de estas problemáticas, ya que su baja madurez tecnológica en salud impide la aplicación de soluciones digitales que podrían mejorar significativamente la atención médica preventiva [6].

Por otro lado, la telemedicina también es de gran relevancia en contextos turísticos. Para los viajeros, la posibilidad de consultar a un médico tan pronto como surja un problema de salud, sin importar su ubicación, puede prevenir complicaciones graves y garantizar un tratamiento oportuno e inmediato. Esto no solo mejora la experiencia del visitante, sino que también tiene un beneficio logístico y económico, ya que evita traslados innecesarios y ahorra tiempo y dinero [7, 8].

2.2. Signos Vitales y Relevancia Clínica

Los signos vitales (temperatura corporal, pulso, frecuencia respiratoria y presión arterial) son mediciones fundamentales de las funciones corporales básicas que sirven como indicadores tempranos de problemas de salud subyacentes [9]. Su monitoreo regular puede alertar sobre afecciones de manera preventiva, incluso antes de que los síntomas se manifiesten, lo que permite una intervención oportuna. Esto es crucial para el diagnóstico, el monitoreo y la gestión de la salud y las enfermedades. Al ser los primeros indicadores, los cambios en los signos vitales pueden señalar la presencia de problemas cardiovasculares, respuestas al estrés o enfermedades sistémicas [10].

La frecuencia cardíaca en reposo es un reflejo de la actividad del sistema nervioso autónomo. Una frecuencia cardíaca elevada en reposo se ha asociado con un mayor riesgo de morbilidad y mortalidad cardiovascular, actuando como un factor de riesgo independiente. Numerosos estudios han demostrado esta relación, lo que sugiere que, si bien no se recomiendan intervenciones para reducirla en personas sanas, sí constituye un objetivo terapéutico razonable en el tratamiento de ciertas patologías cardiovasculares [11].

La saturación de oxígeno (SpO₂) es un parámetro vital que mide la cantidad de oxígeno que transportan los glóbulos rojos en la sangre. Es un indicador clave para evaluar el funcionamiento de los pulmones. La pulsioximetría, un método no invasivo para medir la SpO₂, es el estándar global para detectar y monitorear la hipoxemia, que es un nivel de oxígeno en la sangre inferior a lo normal. La hipoxemia puede ocurrir en personas con enfermedades que afectan la función pulmonar, como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), el asma o la neumonía. El monitoreo de la saturación de oxígeno es especialmente útil para evaluar la gravedad de una enfermedad y para el seguimiento de pacientes con afecciones pulmonares crónicas [12, 13].

La temperatura corporal es un signo vital crucial y su medición es fundamental para la

detección de infecciones. Una temperatura corporal elevada se conoce como fiebre, y es una reacción del cuerpo ante una infección. Una temperatura oral superior a 38°C (100.4°F) casi siempre es indicativa de fiebre. La mayoría de los virus y bacterias no pueden sobrevivir bien a temperaturas por encima de los 37°C. En un entorno hospitalario, los sensores de temperatura se utilizan ampliamente en áreas como unidades de cuidados intensivos, neonatología y quirófanos, donde un cambio de grado puede tener un impacto significativo en la salud del paciente. Además de medir la temperatura de los pacientes, los sensores se usan para monitorear la temperatura de refrigeradores que almacenan sangre y tejidos, y para controlar el clima en quirófanos y laboratorios [14, 15].

2.3. Tecnologías de Sensado Biomédico

Para lograr el monitoreo no invasivo de los signos vitales, el proyecto se basa en la implementación de sensores específicos que detectan parámetros biológicos clave. La elección de estos componentes es fundamental para garantizar la precisión y fiabilidad del prototipo.

2.3.1. Sensores No Invasivos para Monitoreo

MAX30102 (Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno, SpO2):

El módulo de la figura 2.1, diseñado para la oximetría de pulso y el monitoreo de la frecuencia cardíaca, es un sensor altamente integrado que incluye LEDs, fotodetectores y componentes electrónicos de bajo ruido. Su funcionamiento se basa en el principio de la fotoplethismografía (PPG), una técnica óptica no invasiva y económica que detecta cambios en el volumen sanguíneo en los vasos periféricos y que es ampliamente utilizada para monitorear la frecuencia cardíaca periférica.

Este procedimiento se aprovecha de la forma en que los tejidos de la piel y la sangre absorben y reflejan la luz. El sensor emite una luz que penetra la piel y llega a los vasos sanguíneos, mientras que un fotodiodo capta la luz reflejada. Dado que la cantidad de sangre y, por lo tanto, la luz reflejada, cambia con cada latido del corazón, el dispositivo puede determinar la frecuencia cardíaca [16].

Asimismo, el MAX30102 también tiene una alta capacidad de rechazo de la luz ambiental, lo que mejora su rendimiento en diversas condiciones [17].

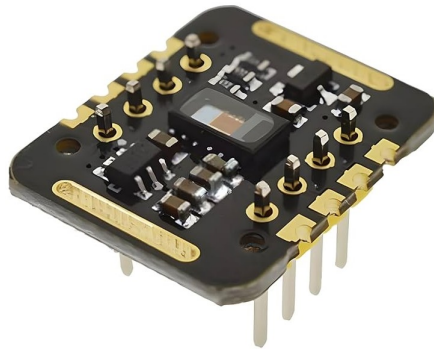


Figura 2.1: Sensor de Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno [17].

MLX90614 (Temperatura Corporal):

La figura 2.2 es un termómetro infrarrojo sin contacto que mide la temperatura de un objeto a distancia [18]. Su funcionamiento se basa en la detección de la radiación infrarroja emitida por el cuerpo, un proceso que no requiere contacto físico y lo hace ideal para aplicaciones médicas. El sensor está calibrado de fábrica y es resistente a la luz ambiental y solar, lo que mejora la precisión de la medición [19].



Figura 2.2: Sensor de Temperatura Corporal [19].

2.3.2. Precisión y Limitaciones de los Sensores

Los sensores biomédicos deben ser altamente precisos y fiables para ser útiles en aplicaciones médicas. El sensor de temperatura tiene una precisión de $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ a temperatura ambiente lo cual está dentro del margen de error de menor o igual a $\pm 2^{\circ}\text{C}$ establecido para el prototipo. Además, el sensor de Frecuencia Cardíaca y Saturación de Oxígeno está diseñado para tener una alta resistencia a los artefactos de movimiento y una buena relación señal/ruido (SNR), lo que contribuye a la fiabilidad de las mediciones de frecuencia cardíaca y SpO2 [17]. La precisión es fundamental para proporcionar datos confiables que puedan ser

utilizados para el diagnóstico y la gestión de la salud. Sin embargo, se deben tener en cuenta las limitaciones generales de los sensores, como su durabilidad y la necesidad de soportar condiciones de uso diversas, lo cual es vital para el funcionamiento a largo plazo en un entorno de campo [20].

2.4. Microcontroladores en Dispositivos Biomédicos

El microcontrolador es el cerebro de cualquier sistema electrónico biomédico. Este componente es el encargado de procesar los datos de los sensores, gestionar la comunicación inalámbrica y optimizar el consumo de energía. La elección del microcontrolador es un paso crítico en el diseño, ya que sus capacidades determinan directamente el rendimiento, la viabilidad y la escalabilidad del prototipo.

2.4.1. Microcontrolador seleccionado

El proyecto se centra en el uso del ESP32, que se observa en la figura 2.3, por sus características ideales para este tipo de aplicación. El ESP32, desarrollado por Espressif Systems, es un sistema en un chip (SoC) conocido por su bajo costo y su enfoque en aplicaciones del Internet de las Cosas (IoT) [21].

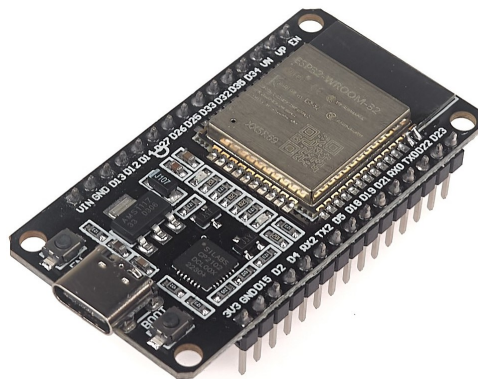


Figura 2.3: Microcontrolador ESP32 [22].

El microcontrolador de la figura 2.3 es un sucesor del popular ESP8266 y ha logrado gran aceptación en proyectos que requieren conectividad inalámbrica. Entre sus principales características resaltan las que se exponen a continuación:

Capacidades de procesamiento:

El ESP32 cuenta con un microprocesador de 32 bits, generalmente de doble núcleo (o de un solo núcleo), que opera a 160 o 240 MHz y puede alcanzar un rendimiento de hasta 600 DMIPS. Esta capacidad de procesamiento le permite manejar múltiples tareas

simultáneamente, como la lectura de sensores, el procesamiento de datos y la transmisión inalámbrica, lo que no es posible con microcontroladores de un solo núcleo. Además, incluye un coprocesador de ultra bajo consumo de energía (ULP) para tareas de monitoreo de baja potencia [22].

Conectividad Wi-Fi y Bluetooth:

Una de las características más destacadas del ESP32 es su conectividad integrada de doble modo: Wi-Fi (802.11 b/g/n) y *Bluetooth* (v4.2 BR/EDR y *Bluetooth Low Energy*, o BLE). Esta capacidad de comunicación inalámbrica elimina la necesidad de módulos externos, lo que reduce la complejidad, tamaño y el costo del diseño [22].

Bajo Consumo Energético:

El ESP32 ha sido diseñado con un enfoque en la eficiencia energética, lo cual es crucial para dispositivos portátiles alimentados por batería. Ofrece modos de ahorro de energía, como el modo de sueño profundo (*Deep Sleep*), en el que el consumo de corriente se reduce drásticamente. El dispositivo puede ser "despertado" de este modo mediante interrupciones de pines GPIO, temporizadores o sensores táctiles [23, 24].

Compatibilidad con Plataformas:

El ESP32 es compatible con el entorno de desarrollo integrado (IDE) de Arduino, lo que facilita su programación para desarrolladores familiarizados con esa plataforma. Esto, junto con su sólido ecosistema de proyectos de código abierto y documentación, hace que el proceso de desarrollo sea más rápido y eficiente.

2.4.2. Comparación con Otras Opciones

La selección del ESP32 como microcontrolador principal se basa en una evaluación comparativa con otras alternativas comunes en el mercado.

ESP32 vs Arduino Uno:

La comparación entre ambos es significativa. El ESP32 es considerablemente más potente, con un procesador de doble núcleo y una velocidad de reloj más alta (hasta 240 MHz) en comparación con el procesador de 8 bits a 16 MHz del Arduino Uno. Además, el ESP32 supera al Arduino Uno en términos de memoria y almacenamiento, con 520 KB de SRAM frente a solo 2 KB. La principal ventaja del ESP32 para este proyecto es su conectividad Wi-Fi y *Bluetooth* integrada, que el Arduino Uno no posee. Aunque el Arduino Uno es conocido por ser más amigable para principiantes y tener una gran cantidad de bibliotecas y documentación, el ESP32 ofrece un rendimiento superior y funciones de

conectividad avanzadas a un costo comparable o incluso menor, lo que lo convierte en la opción ideal para aplicaciones de IoT [25].

ESP32 vs STM32:

Si bien ambos son microcontroladores de 32 bits, se adaptan a diferentes nichos. El ESP32 está orientado principalmente a aplicaciones de IoT, destacando por su conectividad inalámbrica integrada y su ecosistema de desarrollo optimizado para la red. Los microcontroladores STM32, por su parte, son reconocidos por su estabilidad y precisión, lo que los hace una mejor opción para aplicaciones industriales y en tiempo real que requieren un comportamiento determinista. Aunque los STM32 ofrecen una gran flexibilidad en cuanto a interfaces de comunicación por cable, la implementación de protocolos de red complejos a menudo requiere el uso de pilas externas, lo que aumenta la complejidad del desarrollo. En contraste, la arquitectura unificada y las capacidades inalámbricas integradas del ESP32 simplifican la creación de aplicaciones conectadas. Para un proyecto de monitoreo biomédico donde la conectividad y el bajo costo son prioritarios, el ESP32 ofrece una solución más eficiente y fácil de implementar que el STM32 [26, 27].

Además, tras realizar las comparaciones con las opciones más destacadas, se elaboró una comparativa con otros microcontroladores, los cuales se pueden observar en la tabla 2.1:

Tabla 2.1: Comparación de microcontroladores para el sistema de monitoreo

Microcontrolador	Conectividad	Memoria RAM / Flash	Ventajas	Limitaciones
Arduino Nano	No integrada (requiere módulos externos)	2 KB / 32 KB	Fácil de programar, muy usado en docencia	Sin Wi-Fi/BLE, poca memoria, insuficiente para múltiples sensores
ESP8266	Wi-Fi	80 KB / hasta 4 MB	Bajo costo, librerías disponibles	Solo un núcleo, pocos pines, sin BLE
Raspberry Pi Pico (RP2040)	No integrada (requiere módulo)	264 KB / 2 MB	Bajo costo, buen rendimiento	Sin Wi-Fi/BLE integrado, menor ecosistema biomédico

2.5. Protocolos de Comunicación en Sistemas Biomédicos

Para la integración de los diversos componentes del sistema portátil, es fundamental comprender y utilizar protocolos de comunicación eficientes. Estos protocolos permiten la transferencia de datos entre los sensores, la memoria y el microcontrolador, asegurando un funcionamiento coordinado y fiable del dispositivo.

La integración de estos dos protocolos es crucial para el funcionamiento del prototipo. El protocolo I²C es la elección lógica para la comunicación con los sensores, ya que su uso de pocos pines y la capacidad de conectar múltiples dispositivos a un mismo bus lo hacen ideal para un diseño compacto y optimizado. Al mismo tiempo, el protocolo SPI es la solución perfecta para el almacenamiento local de datos, gracias a su alta velocidad, lo que garantiza que las mediciones se registren de manera eficiente y confiable en la memoria. Esta combinación permite que el dispositivo multiparamétrico cumpla con sus objetivos de ser portátil, de bajo costo y autónomo, asegurando que los datos vitales se adquieran y almacenen de forma segura, incluso en ausencia de conectividad a la red.

2.5.1. Protocolo I²C (*Inter-Integrated Circuit*):

Este es un bus de comunicación serie síncrono, inventado por *Philips Semiconductors*, que se utiliza ampliamente para la comunicación de corta distancia entre circuitos integrados en una misma placa. Su principal ventaja es que permite a un microcontrolador gestionar una red de chips de dispositivos con solo dos pines de E/S de propósito general: la línea de datos serie (SDA) y la línea de reloj serie (SCL) [28]. Es un protocolo multi-maestro/multi-esclavo, lo que significa que varios dispositivos pueden compartir el mismo bus sin conflictos, siempre que tengan direcciones únicas. Además, el protocolo I²C es conocido por su bajo consumo de energía, una característica fundamental para dispositivos portátiles alimentados por batería [29].

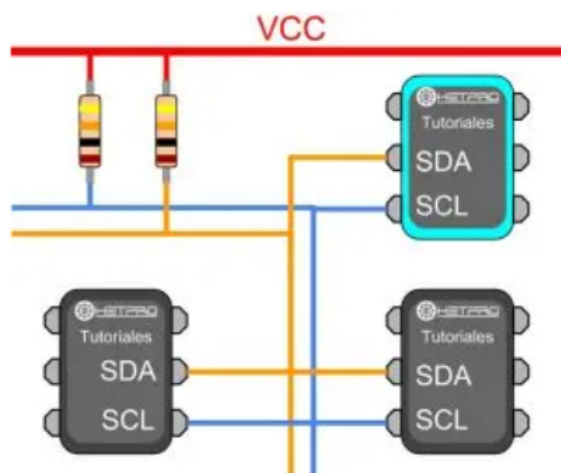


Figura 2.4: Conexión de tres dispositivos a un bus de comunicación I²C [29].

2.5.2. Protocolo SPI (*Serial Peripheral Interface*):

Desarrollado por Motorola, el SPI es otro protocolo de comunicación síncrona que utiliza cuatro hilos para la transmisión de datos (MOSI, MISO, SCK y SS). A diferencia de I²C, el SPI es un protocolo de maestro único, pero se destaca por su alta velocidad y robustez. Permite la comunicación full-duplex, es decir, la transmisión y recepción de datos de forma simultánea [30]. En este proyecto, el SPI se utiliza específicamente para la comunicación con la memoria externa, como una tarjeta microSD, que sirve como respaldo para el almacenamiento de datos [31]. Este protocolo es ideal para aplicaciones que requieren una transferencia de datos rápida, como el registro de archivos, y también es eficiente en términos de consumo de energía, lo que es una ventaja para dispositivos que funcionan con batería [32].

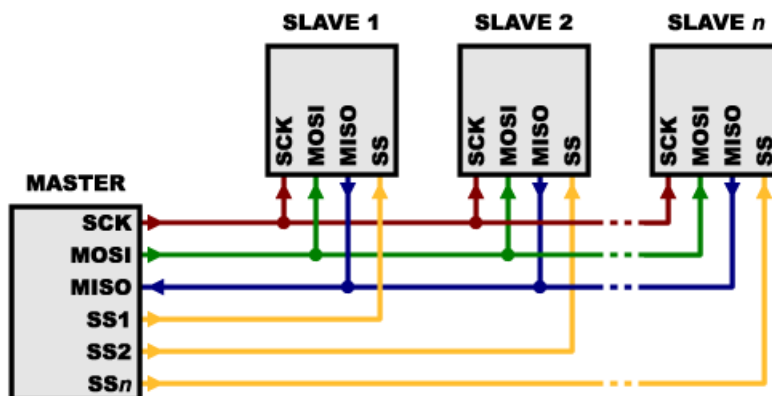


Figura 2.5: Conexión de tres dispositivos a un bus de comunicación SPI [30].

2.6. Gestión Energética y Autonomía

Para que un dispositivo de monitoreo biomédico sea verdaderamente portátil y útil en entornos remotos, su sistema de alimentación debe ser robusto y autónomo. El proyecto se centra en el uso de baterías recargables y en la implementación de convertidores eficientes para garantizar una operación continua en contextos donde el acceso a la energía eléctrica puede ser intermitente.

2.6.1. Uso de Baterías y Convertidores DC-DC:

Uso de Baterías de Litio (Li-Po/Li-Ion):

Las baterías de iones de litio y polímero de litio, que se observa en la figura 2.6, son una buena opción para dispositivos médicos portátiles debido a su densidad energética, diseño ligero y larga vida útil [33]. Estas características permiten que los dispositivos funcionen durante largos períodos sin necesidad de recargas frecuentes, lo cual es fundamental para el monitoreo continuo de pacientes. De hecho, en 2022, las baterías de iones de litio representaban más

del 60 % del mercado mundial de baterías médicas y en 2023, más del 70 % de los nuevos monitores de ECG portátiles utilizaban esta tecnología [34].



Figura 2.6: Batería de polímero de litio.

Conversores DC-DC:

Para optimizar el uso de la energía de la batería, es común utilizar convertidores de corriente continua a continua (DC-DC) que ajustan el voltaje para los diferentes componentes del sistema. El MT3608, de la figura 2.7 es un módulo conversor step-up que puede elevar un voltaje de entrada de 2V a 24V hasta un rango de salida de 5V a 28V, con una eficiencia superior al 93 % [35]. Por otro lado, el IP5310, de la figura 2.8, es un circuito integrado de gestión de energía que, además de incluir un convertidor boost con una corriente de salida de 3.1A y una eficiencia de hasta 93 %, también integra un cargador de batería de litio, un sistema de indicación de carga y múltiples funciones de protección, lo que lo convierte en una solución "todo en uno" para dispositivos portátiles [36].

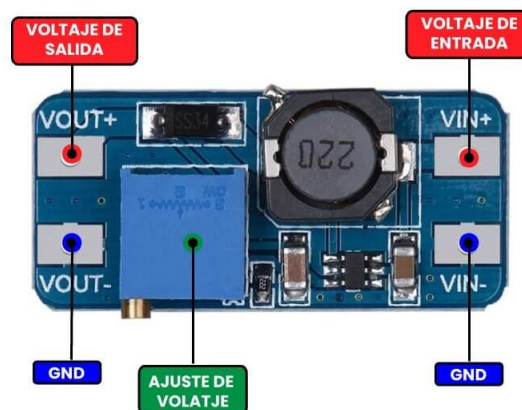


Figura 2.7: Módulo conversor de voltaje MT3608 [35].

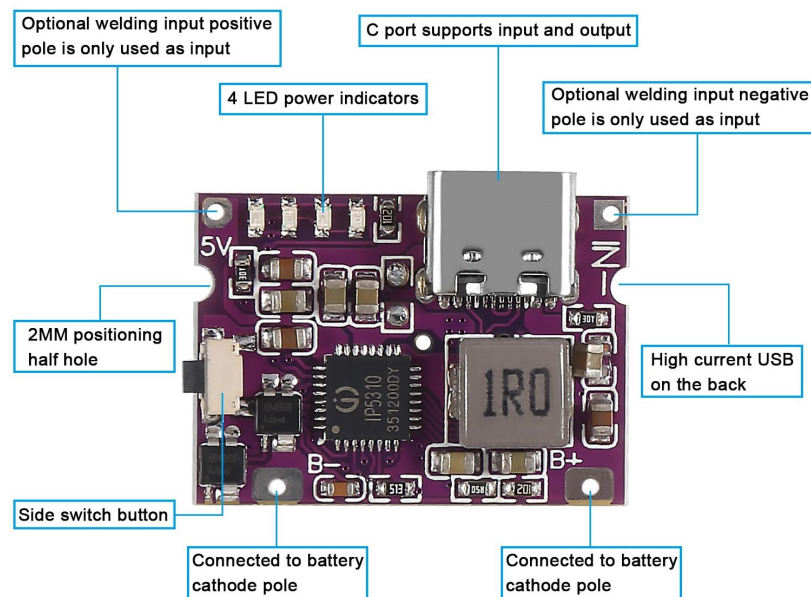


Figura 2.8: Módulo IP5310 [36].

TP4056 vs IP5310:

La diferencia principal entre el TP4056, de la figura 2.9, y el IP5310 2.8 radica en su funcionalidad. El TP4056 es un cargador lineal completo diseñado para baterías de iones de litio de una sola celda, ideal para aplicaciones portátiles con pocos componentes externos [37]. En contraste, el IP5310 es un sistema de gestión de energía mucho más integrado que combina la función de cargador y de conversor boost en un solo chip. Esto simplifica el diseño y reduce el costo de los componentes al evitar la necesidad de usar módulos separados para la carga y la elevación de voltaje.

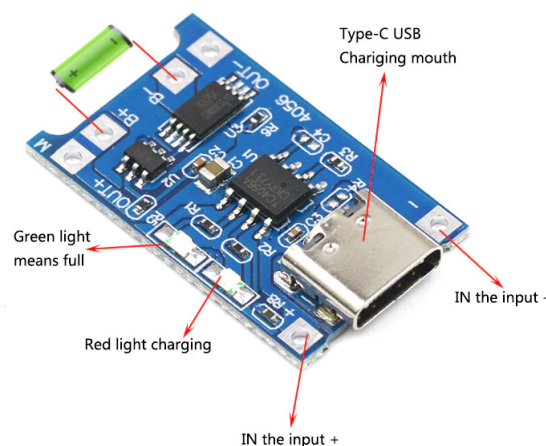


Figura 2.9: Módulo TP4056 [36].

2.6.2. Autonomía Energética en Contextos Rurales:

El concepto de autonomía energética, entendido como el tiempo durante el cual un dispositivo puede operar con una carga completa de batería, resulta fundamental para este proyecto. En particular, en zonas rurales y destinos turísticos con acceso limitado o intermitente a la red eléctrica, contar con un sistema de monitoreo autónomo asegura la continuidad en la recolección de datos clínicos y la atención médica a distancia.

Para calcular la autonomía, se emplean fórmulas que relacionan la capacidad de la batería con el consumo de energía del dispositivo [38]. Si la capacidad de la batería se mide en amperios-hora (Ah), se convierte a watts-hora (Wh) mediante la siguiente relación:

$$Wh = V \times Ah \quad (2.1)$$

donde:

- Wh es la capacidad en watts-hora,
- V es el voltaje nominal de la batería,
- Ah es la capacidad en amperios-hora.

Posteriormente, la autonomía teórica del dispositivo se obtiene dividiendo esta capacidad entre el consumo energético del sistema en watts (W):

$$\text{Tiempo de autonomía (horas)} = \frac{\text{Capacidad de la batería (Wh)}}{\text{Consumo del dispositivo (W)}} \quad (2.2)$$

No obstante, en aplicaciones reales, la autonomía debe ajustarse considerando la eficiencia de los convertidores DC-DC (por ejemplo, 85–90 % en promedio) y las pérdidas internas del sistema. Así, la autonomía real se calcula como:

$$\text{Tiempo de autonomía real (horas)} = \frac{\text{Capacidad de la batería (Wh)} \times \text{Eficiencia}}{\text{Consumo del dispositivo (W)}} \quad (2.3)$$

Además, es importante tener en cuenta aspectos de seguridad energética. Las baterías de litio requieren protección frente a sobrecarga, sobredescarga y sobrecalentamiento, condiciones que pueden comprometer tanto la vida útil del dispositivo como la seguridad del usuario. Por este motivo, el uso de circuitos integrados de gestión de energía, como el IP5310, resulta esencial para garantizar un funcionamiento seguro y estable.

2.7. Almacenamiento y Conectividad

Para que un prototipo portátil de monitoreo médico cumpla eficazmente con los principios de la telemedicina, no basta con adquirir datos de manera confiable sino que es igualmente necesario gestionar esa información y garantizar su disponibilidad remota. En este sentido, el almacenamiento y la conectividad a la nube constituyen elementos esenciales, especialmente en escenarios con conectividad limitada.

2.7.1. Función del almacenamiento local (MicroSD / SPI Flash)

El almacenamiento local cumple un rol estratégico como capa de respaldo frente a la pérdida de conexión. En áreas donde la infraestructura de red no está desarrollada o es limitada, resulta indispensable que el dispositivo pueda seguir registrando información de los pacientes incluso sin acceso a Internet. Para ello, se emplean dos tecnologías complementarias:

- Memoria SPI Flash: integrada en muchos microcontroladores, como el ESP32, permite guardar datos de configuración o registros temporales de telemetría. Se caracteriza por su bajo costo y su comunicación mediante el protocolo SPI, el cual ofrece rapidez y fiabilidad en la transmisión de datos.
- Tarjetas MicroSD: proporcionan una capacidad de almacenamiento mucho mayor, adecuada para conservar historiales clínicos o grandes volúmenes de información biomédica. También utilizan el protocolo SPI para la comunicación, lo que facilita su integración con el sistema.

La combinación de ambas tecnologías permite aplicar la estrategia de almacenar y reenviar los datos se guardan localmente en ausencia de red y se transmiten automáticamente a la nube en cuanto la conectividad se restablece. Este mecanismo asegura la continuidad en la recolección de información crítica, evitando la pérdida de los datos.

2.7.2. Conexión inalámbrica a una plataforma

La conectividad inalámbrica es el vínculo que transforma un sistema autónomo en una herramienta de telemedicina. Dentro de las alternativas de comunicación, el Wi-Fi destaca por su disponibilidad y por estar integrado en microcontroladores como el ESP32, lo que simplifica el hardware y reduce costos. Además, permite la transmisión de datos en tiempo real, un requisito indispensable para el monitoreo remoto y la respuesta rápida ante eventos críticos de salud.

Una vez transmitida la información, es necesario contar con una plataforma que gestione su almacenamiento, análisis y visualización. En este proyecto, se seleccionó Adafruit IO, una solución ampliamente utilizada en entornos de prototipado debido a su facilidad de implementación. Su arquitectura se organiza en:

- *Feeds*: flujos de datos que almacenan la información proveniente de cada sensor.
- *Dashboards*: paneles interactivos que permiten visualizar los datos en tiempo real mediante gráficos, indicadores o medidores personalizables.

Adafruit IO, además, ofrece bibliotecas compatibles con el ESP32, lo que facilita su integración y acelera el desarrollo del sistema. De esta manera, el dispositivo no solo adquiere y conserva la información, sino que también la transforma en conocimiento accesible para médicos y usuarios.

2.8. Seguridad y Privacidad de Datos Médicos

La protección de la información médica sensible es de suma importancia, ya que los dispositivos de IoT biomédico son cada vez más comunes en el cuidado de la salud. Sin embargo, el aumento de dispositivos conectados también introduce nuevos retos de seguridad. Estos dispositivos pueden ser invisibles para los sistemas de seguridad tradicionales y a menudo confían en un acceso implícito, lo que los hace vulnerables a ataques [39]. Algunos de los principales riesgos incluyen el aprovechamiento de vulnerabilidades en el firmware, que en muchos dispositivos IoT es menos seguro que los sistemas operativos de computadoras.

2.8.1. Buenas Prácticas Básicas de Seguridad:

Encriptación de datos:

Es fundamental cifrar los datos tanto en tránsito (durante la transmisión a la nube) como en reposo (cuando se almacenan localmente) para proteger la información sensible de ser interceptada o manipulada [39].

Autenticación y control de acceso:

La autenticación robusta es necesaria para garantizar que solo los usuarios y dispositivos autorizados tengan acceso a la red y a la información. Esto puede incluir el uso de contraseñas complejas y únicas y la implementación de controles de acceso basados en roles [40, 41].

Segmentación de la red:

Esta estrategia consiste en dividir la red en segmentos más pequeños y aislados. Los dispositivos IoT biomédicos deben estar en segmentos de red separados de los sistemas de TI tradicionales para contener la propagación de posibles amenazas y proteger los activos más críticos [40, 41].

Actualizaciones de firmware:

Es esencial que los dispositivos puedan recibir actualizaciones de seguridad de forma regular para corregir vulnerabilidades conocidas [40,41].

2.9. Dispositivos Comparables

2.9.1. Comparación con *smartwatches* y Oxímetros Comerciales

Los dispositivos de monitoreo de signos vitales disponibles comercialmente, como los *smartwatches* tienen limitaciones significativas en un contexto clínico. Los *smartwatches*, por ejemplo, miden la saturación de oxígeno (SpO₂) utilizando fotopleletismografía por reflectancia en la muñeca, una zona con baja perfusión sanguínea, lo que reduce la precisión de la medición. En cambio, los oxímetros de pulso de grado médico utilizan la fotopleletismografía por transmitancia en el dedo, donde el flujo sanguíneo es mayor, lo que proporciona lecturas más fiables [42].

2.9.2. Diferenciación del Prototipo

El prototipo en este proyecto se contempla su comparación con productos disponibles en el mercado que cumplen con regulaciones internacionales, como las establecidas por la FDA y el mercado CE. Asimismo, el prototipo estaría alineado con las necesidades de las comunidades rurales, enfocándose en:

- Bajo costo: El prototipo se ha diseñado con componentes asequibles como el microcontrolador ESP32 y sensores biomédicos de bajo costo, lo que lo hace una alternativa viable para su despliegue en entornos con recursos limitados.
- Modularidad: La arquitectura del sistema permite la integración de sensores reemplazables y de propósito específico (MAX30102, MLX90614) que se comunican a través de protocolos estándar como I²C y SPI, facilitando el mantenimiento y la actualización del dispositivo.
- Almacenamiento local: A diferencia de los dispositivos que requieren una conexión constante a un teléfono o a la red, el prototipo tiene la capacidad de almacenar los datos localmente en una tarjeta MicroSD o en la memoria SPI Flash, asegurando la continuidad de la recolección de datos incluso en zonas sin Internet.
- Enfoque en telemedicina comunitaria: Mientras que los *smartwatches* y oxímetros de consumo están diseñados para el seguimiento personal del bienestar, el prototipo se concibe como una herramienta para habilitar servicios de telemedicina gestionados por profesionales de la salud, apoyando la atención en el punto de cuidado (PoC) y el monitoreo de pacientes crónicos en las comunidades.

2.10. Procesamiento del filtrado de la Señal

2.10.1. Filtrado IIR de Primer Orden

Un filtro *IIR* (*Infinite Impulse Response*) es un tipo de filtro digital recursivo donde la salida se calcula utilizando no solo muestras de la entrada actual y anteriores, sino también muestras previas de la salida.

La característica distintiva del filtro *IIR* es la realimentación o recursividad de la señal de salida, lo que hace que su respuesta al impulso sea, teóricamente, de duración infinita [43].

La expresión clave para un filtro digital *IIR* de orden N es la ecuación de diferencias general, que relaciona la salida $y[n]$ con la entrada $x[n]$:

$$y[n] = \sum_{k=0}^N b_k x[n-k] - \sum_{k=1}^M a_k y[n-k] \quad (2.4)$$

Donde:

- $y[n]$ es la muestra de salida en el instante n .
- $x[n]$ es la muestra de entrada en el instante n .
- b_k son los coeficientes de la parte no recursiva (términos de la entrada).
- a_k son los coeficientes de la parte recursiva o de realimentación (términos de la salida).
- N y M definen el orden del filtro.

Como se muestra en la ecuación 2.4, el filtro *IIR* combina términos de entrada y salida para generar una respuesta continua en el tiempo discreto.

Asimismo, para un filtro *IIR* de primer orden, el orden máximo es 1, por lo que las sumatorias solo llegan hasta $k = 1$. Esto significa que la salida solo depende de la muestra actual de entrada $x[n]$, la muestra anterior de entrada $x[n-1]$ y la muestra anterior de salida $y[n-1]$.

La ecuación de diferencias se simplifica a:

$$y[n] = b_0 x[n] + b_1 x[n-1] - a_1 y[n-1] \quad (2.5)$$

A menudo, la ecuación se escribe en una forma más compacta (especialmente para filtros de paso bajo o paso alto de primer orden, donde b_1 se asume como 0 o está relacionado con b_0):

$$y[n] = a \cdot x[n] + b \cdot y[n - 1] \quad (2.6)$$

Donde los coeficientes a y b se eligen para lograr la respuesta en frecuencia deseada, siendo b el coeficiente de realimentación.

Como se observa en las Ecuaciones [2.5](#) y [2.6](#), el filtro *IIR* de primer orden puede representarse de forma explícita o compacta según el tipo de diseño.

Capítulo 3

Diseño

3.1. Arquitectura General del Sistema

El sistema completo se organiza en los siguientes subsistemas funcionales principales, todos coordinados por el Microcontrolador ESP32 que se puede ver en la tabla 3.1:

Tabla 3.1: Descripción general de los subsistemas y componentes principales del sistema

Subsistema	Componente	Protocolo Principal	Función
Potencia	Batería Li-Po y Módulo IP5310	DC	Suministro regulado y autónomo.
Control	Microcontrolador ESP32	–	Procesamiento de datos.
Adquisición	MAX30102 (HR/SpO2), MLX90614 (Temp)	I ² C	Captura de datos de signos vitales.
Almacenamiento	MicroSD	SPI	Respaldo y registro local de datos.
Interfaz Local	Pantalla OLED	I ² C o SPI	Visualización instantánea de signos vitales.
Conectividad	Módulo Wi-Fi y Adafruit IO	MQTT / SSL	Transmisión segura a la nube y visualización.

El sistema, que se observa en la figura 3.1, inicia a partir de una fuente de energía, que puede provenir de una batería recargable o de una conexión *USB-C*, administrada por un módulo especializado. Dicho módulo se encarga de regular la tensión de salida a 5 V o 3.3 V para alimentar los distintos componentes, además de gestionar la carga y protección de la batería, garantizando así un funcionamiento continuo y seguro del dispositivo.

El núcleo del sistema está constituido por el microcontrolador *ESP32*, que cumple el papel

de unidad central de procesamiento, por a su capacidad de multitarea, el *ESP32* supervisa la adquisición de datos provenientes de los sensores biomédicos, como el *MAX30102*, responsable de medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, y el *MLX90614*, destinado a la medición de la temperatura corporal. Mediante protocolos de comunicación como *I²C*, el controlador obtiene, procesa y filtra la información capturada para asegurar su exactitud. Además, administra la conectividad inalámbrica, facilitando la transmisión fluida de los datos hacia la nube.

Asimismo, con el fin de preservar la integridad de la información, el sistema implementa una estrategia de respaldo local. En caso de pérdida de conexión a la red *Wi-Fi*, posteriormente, se transfieren a una tarjeta *microSD* para su almacenamiento. Una vez restablecida la conectividad, el dispositivo reanuda el envío de la información hacia la plataforma en la nube, como *Adafruit IO*, siguiendo el enfoque conocido como *store-and-forward*. Este mecanismo garantiza que los registros biomédicos no se pierdan, incluso ante interrupciones temporales de la red.

Finalmente, los datos transmitidos se organizan en la nube dentro de *feeds* y se representan mediante paneles de control o *dashboards*, accesibles al personal médico autorizado. Dichos paneles ofrecen una visión integral del estado del paciente, mostrando gráficas en tiempo real y generando alertas ante variaciones relevantes para una intervención oportuna. Paralelamente, una pantalla *OLED* local proporciona retroalimentación inmediata, permitiendo la visualización básica de los signos vitales sin depender de una conexión a internet. Este enfoque multinivel asegura un sistema robusto, eficiente y confiable para la adquisición, gestión y presentación de datos biomédicos.

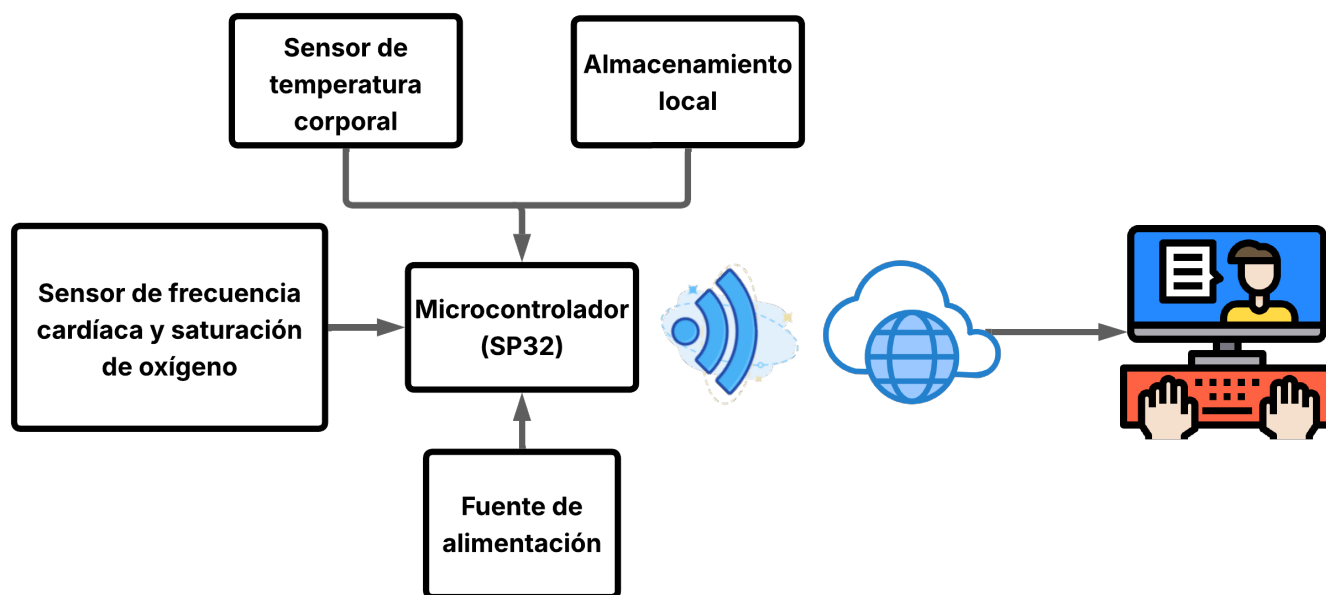


Figura 3.1: Diagrama ilustrativo del sistema.

3.2. Diseño Electrónico

3.2.1. Selección del Microcontrolador

El prototipo está basado en el microcontrolador *ESP32*, que desempeña el papel central dentro del sistema. Su elección se basa en un conjunto de características que lo convierten en una opción idónea para un dispositivo portátil de telemedicina. Una de sus principales ventajas radica en la conectividad inalámbrica incorporada, ya que integra en un solo chip los módulos *Wi-Fi* y *Bluetooth Low Energy (BLE)*. Esta integración contribuye a simplificar el diseño del hardware, disminuir el tamaño del dispositivo y reducir los costos de implementación, al mismo tiempo que garantiza una comunicación eficiente con la nube y otros equipos externos.

Asimismo, el *ESP32* ofrece un rendimiento de procesamiento más que adecuado para los requerimientos del proyecto. Su arquitectura de 32 bits, con la posibilidad de disponer de doble núcleo y operar a frecuencias elevadas, le permite ejecutar simultáneamente la lectura de sensores, el tratamiento de datos y las tareas de comunicación inalámbrica sin interrupciones. Además, dispone de una amplia cantidad de pines *GPIO* (en la figura 3.2), lo que facilita la conexión directa con distintos periféricos, como los sensores basados en *I²C* y las pantallas que emplean el protocolo *SPI*.

Por último, una de las cualidades más relevantes del *ESP32* para este tipo de aplicación es su bajo consumo energético. Debido a sus modos de gestión de energía, especialmente el modo de *Deep Sleep*, el dispositivo puede minimizar considerablemente el uso de corriente al desactivar sus módulos principales cuando no se encuentran operativos. Esta característica resulta fundamental para prolongar la autonomía de la batería, permitiendo que el sistema funcione durante periodos extensos mediante ciclos breves de actividad.

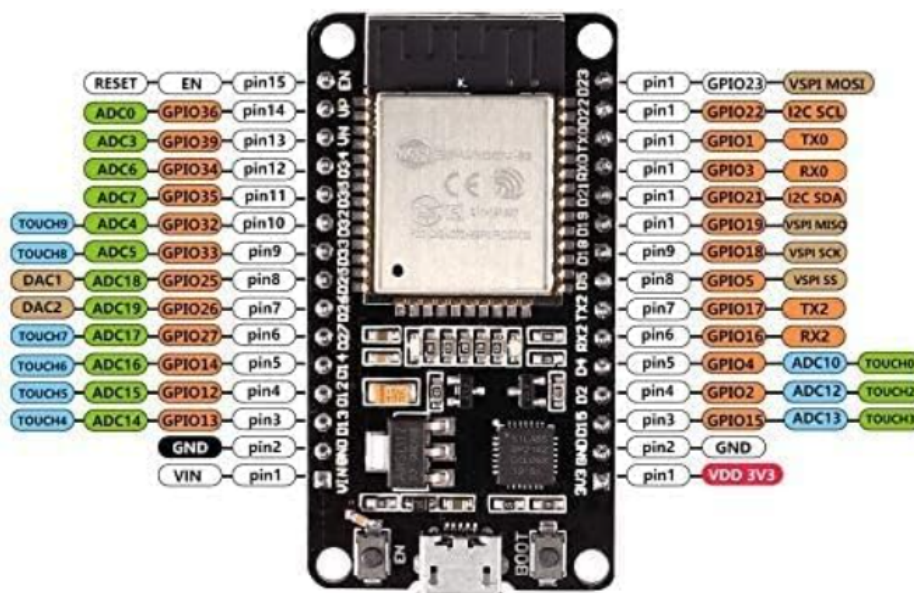


Figura 3.2: Diagrama del pinout del ESP32.

A continuación se ofrece una tabla con asignación de pines del ESP32 para los módulos del prototipo.

Tabla 3.2: Interfaces, módulos y pines asignados del sistema

Módulo	Interfaz	Pines ESP32 (ejemplo)	Notas
MAX30102 (PPG)	I ² C	SDA = GPIO21, SCL = GPIO22	Dirección I ² C: 0x57.
MLX90614 (Temp)	I ² C	SDA = GPIO21, SCL = GPIO22	Comparte el mismo bus I ² C con el sensor MAX30102.
OLED SSD1306	I ² C	SDA = GPIO21, SCL = GPIO22	Pantalla para visualización local de los signos vitales.
MicroSD (adaptador)	SPI	MOSI = GPIO23, MISO = GPIO19, SCK = GPIO18, CS = GPIO5	Almacenamiento local de datos bajo esquema <i>store-and-forward</i> .
ESP32	—	VIN / 3V3, GND, GPIOs varios	Unidad de control central con comunicación <i>Wi-Fi</i> integrada.
Módulo (IP5310)	Power	VIN (<i>USB-C</i>) o BAT+ y BAT-, VOUT 5V / 3.3V	Gestión de carga, regulación y protección de la batería.

3.2.2. Selección de los Sensores Biomédicos

La etapa de adquisición de datos en el prototipo se fundamenta en la integración de sensores biomédicos especializados, diseñados para obtener signos vitales de manera eficiente y sin contacto directo con el usuario. El componente principal en este proceso es el *MAX30102*, figura 2.1, un sensor óptico que emplea el principio de fotopleletismografía (*PPG*) para determinar la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno (*SpO2*). Este dispositivo se encuentra optimizado para reducir las interferencias producidas por el movimiento y filtrar la luz ambiental, lo que permite obtener mediciones confiables incluso en condiciones variables. Complementariamente, se incorpora el *MLX90614*, figura 2.2, un sensor infrarrojo de medición térmica sin contacto, capaz de registrar la temperatura corporal periférica con alta precisión.

La selección de estos sensores aporta simplicidad al diseño electrónico al emplear la interfaz de comunicación *I²C*. Dicho protocolo, especialmente adecuado para periféricos de baja velocidad, posibilita que múltiples dispositivos compartan únicamente dos líneas de comunicación bidireccionales que son *SDA* y *SCL*. Gracias a ello, el sistema reduce la cantidad de pines requeridos del *ESP32* (particularmente los *GPIO21* y *GPIO22*), dejando disponibles otros recursos para funciones adicionales. Además, la pantalla *OLED SSD1306*

se conecta al mismo bus I^2C , proporcionando una interfaz visual local que muestra los valores registrados y el estado operativo del dispositivo.

En conjunto, esta arquitectura garantiza una captura de datos precisa, ordenada y confiable. El uso del bus I^2C elimina la necesidad de múltiples conexiones físicas y simplifica la integración de los módulos, siempre que se verifiquen las direcciones de cada componente para evitar solapamientos. En caso de requerir la expansión del sistema, puede recurrirse a un multiplexor I^2C para mantener la estabilidad del enlace o a los pines extra que se dejarán de este mismo protocolo. De esta forma, las mediciones de frecuencia cardíaca, SpO_2 y temperatura corporal se registran y transmiten de forma estructurada y eficiente hacia la nube, fortaleciendo la confiabilidad del sistema de monitoreo biomédico.

3.2.3. Selección de una Interfaz de Usuario

La pantalla *OLED* de 0.96 pulgadas constituye un elemento fundamental dentro de la arquitectura del prototipo. Fue seleccionada por su capacidad para proporcionar una interfaz visual clara y eficiente con un consumo energético mínimo. Debido a la tecnología de diodos emisores de luz, este tipo de pantalla ofrece una excelente luminosidad y contraste en un formato reducido, lo que la hace especialmente adecuada para aplicaciones portátiles donde el espacio disponible y la autonomía energética son factores determinantes. A diferencia de las pantallas convencionales, una *OLED* únicamente activa los píxeles necesarios para la representación de la imagen, lo que reduce significativamente el consumo de corriente y contribuye directamente a prolongar la duración de la batería del dispositivo.

En lo referente a su integración, la pantalla presenta compatibilidad con los protocolos de comunicación I^2C y *SPI*, lo que brinda flexibilidad al momento de su conexión. Aunque ambos son viables, la elección del protocolo depende del mapeo de pines del sistema y de la optimización del firmware. Por un lado, la conexión mediante I^2C permite compartir el mismo bus que los sensores biomédicos *MAX30102* y *MLX90614*, simplificando el cableado y reduciendo la complejidad del diseño. Por otro lado, el uso de *SPI* podría resultar ventajoso en escenarios que demanden una mayor velocidad de actualización, como en la comunicación con la tarjeta *microSD*.

En este proyecto, se optó por emplear la interfaz I^2C , priorizando la simplicidad del circuito y la eficiencia energética sin comprometer la calidad de la visualización. Esta decisión contribuye a mantener un diseño equilibrado entre rendimiento, bajo consumo y facilidad de integración dentro del sistema general.

3.2.4. Selección de un módulo de respaldo

El sistema de almacenamiento del prototipo se basa en un módulo *microSD*, de la figura 3.3, que actúa como una capa de respaldo crucial. Su función principal es implementar la estrategia de *Store-and-Forward*, asegurando que no se pierdan datos vitales cuando la conexión Wi-Fi se interrumpe. Esta capacidad de almacenamiento local es fundamental para mantener la

integridad de la información médica en entornos con conectividad inestable.

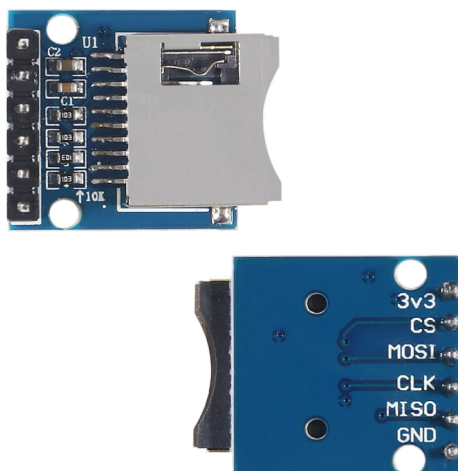


Figura 3.3: Módulo lector de microSD seleccionado.

Para que esta función sea eficiente, la comunicación con la microSD se realiza a través del protocolo *SPI (Serial Peripheral Interface)*, lo que minimiza el tiempo de actividad del *ESP32* y al reducir este tiempo donde el microcontrolador pasa en estado activo, se maximizará la autonomía del dispositivo.

Para la conexión, se emplean los pines del *ESP32* (3.2) especificados en la Tabla 3.3:

Tabla 3.3: Asignación de pines del *ESP32* para la comunicación *SPI* con el módulo *microSD*.

Señal <i>SPI</i>	Pin <i>ESP32</i>	Función
CLK	GPIO 18	Reloj de sincronización del bus <i>SPI</i>
MISO	GPIO 19	Entrada de datos al microcontrolador
MOSI	GPIO 23	Salida de datos desde el microcontrolador
CS	GPIO 5	Selección del dispositivo <i>microSD</i>

3.2.5. Selección del sistema de gestión de energía

El diseño del sistema de energía es un elemento fundamental para asegurar la portabilidad y la autonomía de cualquier dispositivo. En este prototipo, se ha implementado de manera estratégica mediante el uso de una *batería de polímero de litio (Li-Po)* y un circuito integrado de gestión de energía *IP5310*. Este componente, de la figura 2.8, fue seleccionado por ofrecer una solución integral de *PMU (Power Management Unit)*, que combina de forma eficiente funciones esenciales como la carga de la batería, la protección frente a sobrecargas y sobredescargas, y un convertor elevador (*booster*) de 5 V.

La concentración de todas estas funciones en un único módulo permite simplificar el diseño del circuito, reducir el tamaño de la placa y disminuir el costo general del sistema. A

diferencia de otra implementación que requiere módulos separados, como el *TP4056* para la carga y el *MT3608* para la conversión de voltaje, el *IP5310* reduce la cantidad de componentes y conexiones, minimizando asimismo el riesgo de fallos en la gestión energética. Además, destaca por su elevada eficiencia y su capacidad de conmutar automáticamente entre la batería y la fuente *USB-C*, asegurando un suministro de energía continuo y confiable para el dispositivo.

3.2.6. Selección de la plataforma para el dashboard

La conexión con la nube constituye un elemento esencial en el funcionamiento del prototipo. Para este propósito se eligió la plataforma *Adafruit IO*, la cual permite gestionar y visualizar datos en tiempo real de forma sencilla. Esta herramienta se encuentra optimizada para la familia de microcontroladores *ESP32*, lo que facilita la integración y el envío de información desde el dispositivo hacia el servidor.

El sistema utiliza el módulo de comunicación *Wi-Fi* del microcontrolador para enlazarse con *Adafruit IO*, implementando el protocolo *MQTT (Message Queuing Telemetry Transport)*. Dicho protocolo resulta especialmente adecuado para aplicaciones de *IoT (Internet of Things)*, gracias a su estructura ligera y su eficiencia, que permiten mantener una transmisión de datos estable incluso en redes con baja calidad de señal o ancho de banda limitado. Esta característica posibilita un envío de información confiable con un consumo reducido de energía, favoreciendo así la autonomía del dispositivo.

En la plataforma *Adafruit IO*, cada parámetro biomédico medido se asocia a un *Feed* independiente como se observa en la tabla 3.4. De este modo, variables como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno y la temperatura corporal se registran en canales de datos separados. Esta organización facilita una visualización clara y ordenada en el *Dashboard* de la plataforma, permitiendo que los usuarios o el personal médico realicen un seguimiento eficiente y una interpretación precisa de la información recolectada.

Tabla 3.4: Feeds de Adafruit IO para el sistema de monitoreo

Signo Vital	Feed ID	Descripción
Frecuencia Cardíaca (HR)	BPM	Almacena BPM (Latidos por Minuto).
Saturación de Oxígeno (SpO2)	SPO2	Almacena el porcentaje de saturación de oxígeno.
Temperatura Corporal	temperatura	Almacena la temperatura en Celsius (°C).

3.2.7. Esquemático electrónico del sistema

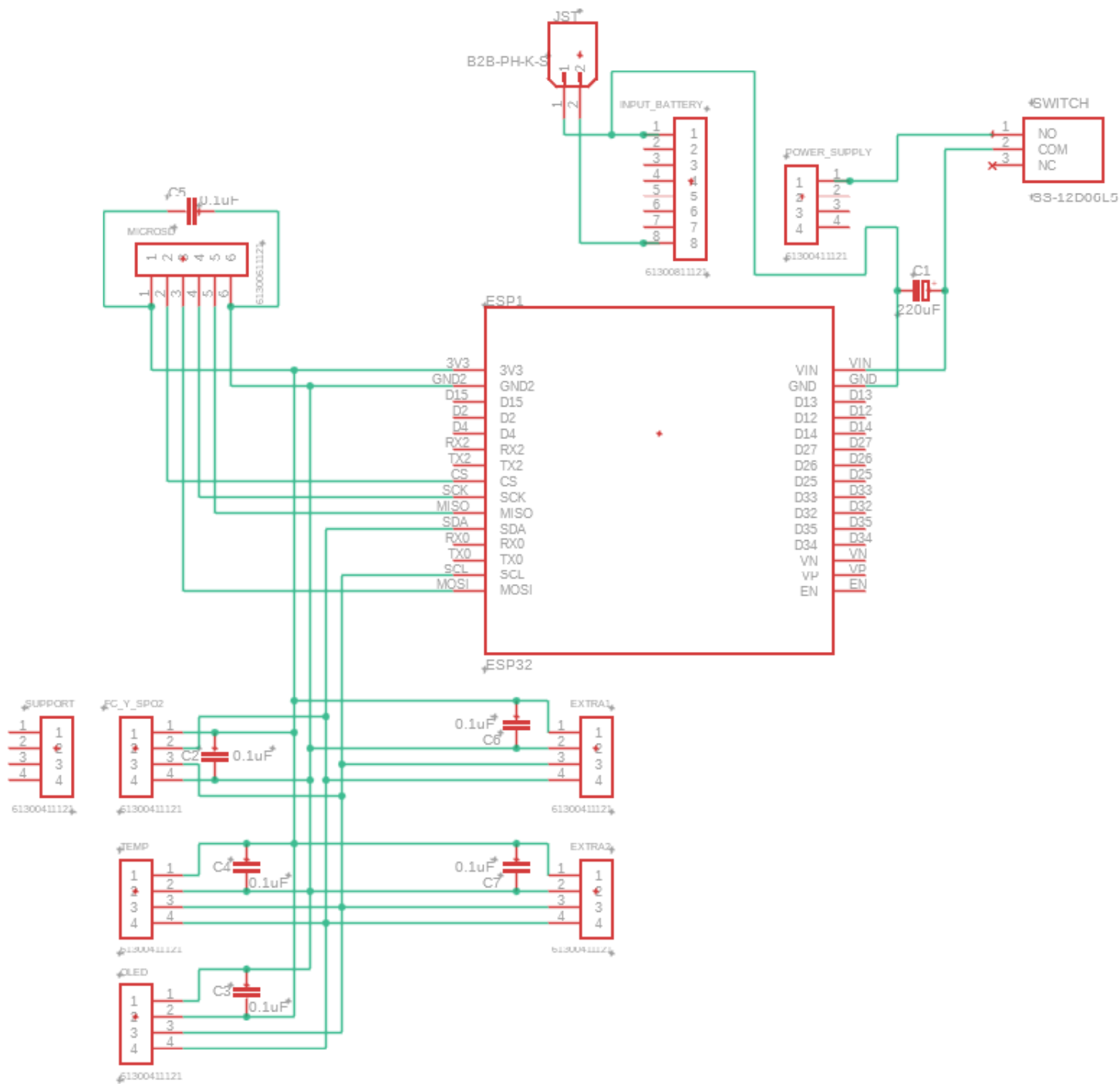


Figura 3.4: Esquemático Electrónico del Sistema.

El esquema mostrado en la figura 3.4 fue elaborado mediante el uso del *software* Fusion 360 y representa la conexión completa del sistema, abarcando desde los sensores hasta el módulo de gestión de energía. Durante su desarrollo, se diseñaron de forma personalizada varios componentes que no se encontraban en la biblioteca del programa, incorporando tanto su *footprint* como sus modelos tridimensionales para lograr una representación fiel del circuito.

En la elaboración del diseño se integraron diversos condensadores con el fin de garantizar la estabilidad eléctrica del sistema. Se colocaron condensadores cerámicos de $0,1 \mu F$ en las líneas de alimentación de los sensores, la pantalla y los pines de expansión, funcionando como elementos de desacoplo. Su tarea principal es filtrar las interferencias de alta frecuencia generadas por la conmutación de los circuitos digitales, evitando posibles errores de comunicación en el bus I2C.

Adicionalmente, se añadió un condensador electrolítico de $220 \mu F$ en la línea principal de alimentación. Este componente actúa como un filtro de reserva, amortiguando los picos de voltaje y las caídas momentáneas de corriente que pueden presentarse durante la activación del módulo *Wi-Fi* del ESP32. Con ello se asegura una entrega de energía continua y un funcionamiento estable del microcontrolador.

Por último, se implementó un conector tipo JST para la conexión de la batería, y se identificó la salida del circuito correspondiente al IP5310 como *power supply*, indicando que es la fuente principal de alimentación para todo el sistema.

3.3. Gestión Energética y Autonomía

La gestión de energía constituye el pilar fundamental en el diseño de este prototipo, cuyo propósito principal es asegurar su portabilidad y autonomía. Para ello, el sistema se alimenta mediante una batería de polímero de litio de 3,7 V, e incorpora un circuito integrado de administración de energía (IP5310), el cual eleva el voltaje de la batería hasta obtener una salida estable de 5 V. Esta tensión se utiliza para alimentar el microcontrolador principal, el cual regula internamente la tensión a 3,3 V para el correcto funcionamiento de su núcleo y de los periféricos conectados.

3.3.1. Evaluación de la Autonomía

Con el fin de determinar la autonomía del sistema, se analizó el escenario de operación más exigente que es funcionamiento con la conexión inalámbrica activa y transmisión continua de datos hacia la nube. Este caso, aunque conservador, permite dimensionar adecuadamente la capacidad de la batería y garantizar que el dispositivo opere.

Para este cálculo, se parte de los siguientes datos:

- Voltaje nominal de la batería: $V_{\text{bat}} = 3,7 \text{ V}$
- Eficiencia global estimada del sistema (convertidor / pérdidas): $\eta = 0,90$ (90 %)

- Tensión de alimentación del nodo donde se mide el consumo: $V_{dev} = 3,3 \text{ V}$

La Tabla 3.5 resume el consumo de corriente estimado para cada componente del prototipo.

Tabla 3.5: Consumo de corriente estimado de los componentes del prototipo

Componente	Corriente (mA)
Microcontrolador principal (transmisión inalámbrica activa)	240
Sensor de frecuencia cardíaca y oxígeno (MAX30102)	1,5
Sensor infrarrojo de temperatura (MLX90614)	1
Pantalla OLED (encendida)	0,48
Memoria MicroSD (peor caso)	200
Total estimado	442,98

Cálculo de potencia:

$$P_{dev} = V_{dev} \times I_{tot} = 3,3 \text{ V} \times 0,44298 \text{ A} \approx 1,462 \text{ W} \quad (3.1)$$

Energía disponible en las baterías:

$$\text{Batería 2000 mAh: } Wh_{2000} = 3,7 \text{ V} \times 2,0 \text{ Ah} = 7,4 \text{ Wh} \quad (3.2)$$

$$\text{Batería 3700 mAh: } Wh_{3700} = 3,7 \text{ V} \times 3,7 \text{ Ah} = 13,69 \text{ Wh} \quad (3.3)$$

Estimación de autonomía considerando eficiencia ($\eta = 0,90$):

$$\text{Para 2000 mAh: } t_{2000} = \frac{Wh_{2000} \times \eta}{P_{dev}} = \frac{7,4 \times 0,90}{1,462} \approx 4,56 \text{ h} \quad (3.4)$$

$$\text{Para 3700 mAh: } t_{3700} = \frac{Wh_{3700} \times \eta}{P_{dev}} = \frac{13,69 \times 0,90}{1,462} \approx 8,43 \text{ h} \quad (3.5)$$

De esta forma, se estima que el prototipo puede operar entre 4 y 9 horas continuas, dependiendo de la capacidad de la batería seleccionada y las condiciones de uso. Además, la frecuencia de envío de los valores a la plataforma es de cada 5 segundos para el sensor de frecuencia cardíaca, 10 segundos para el sensor de saturación de oxígeno y 30 segundos para el sensor de temperatura. Asimismo, el valor de η seleccionado para el cálculo teórico es una buena aproximación porque mantiene un margen de seguridad con respecto al que se encuentra en la hoja de datos del fabricante que sería de un 92,5 % para los valores de salida de 5V/3,1A.

3.4. Diseño de Software/Firmware

El diseño de *software* y *firmware* constituye la capa lógica que permite la interacción coordinada entre los sensores biomédicos, el microcontrolador *ESP32* y las plataformas de almacenamiento y visualización de datos. Este apartado describe la estructura modular del programa implementado, el flujo lógico de funcionamiento, que se observa en la figura 3.5.

El *firmware* del prototipo opera mediante un ciclo continuo compuesto por cuatro etapas principales, diseñadas para garantizar una adquisición y transmisión de datos eficiente y confiable.

La primera etapa corresponde a la inicialización, donde se configuran los pines, los buses *I²C* y *SPI*, la conexión *Wi-Fi* y la tarjeta *microSD*. En esta fase, el sistema prepara todos los periféricos y establece las condiciones necesarias para su correcto funcionamiento.

Posteriormente, la etapa de adquisición se encarga de obtener las lecturas de los sensores biomédicos. Para optimizar la calidad de los datos, el sistema realiza un promedio de múltiples mediciones con el fin de reducir el ruido y mejorar la precisión de las lecturas.

Durante la fase de procesamiento y almacenamiento, los datos adquiridos se registran en la memoria local junto con una marca de tiempo. Este procedimiento garantiza la conservación de la información incluso en ausencia de conectividad, contribuyendo a la integridad del registro biomédico.

Finalmente, en la etapa de transmisión, el *firmware* verifica la disponibilidad de la red *Wi-Fi*. Si la conexión está activa, los datos se envían a la nube mediante la plataforma *Adafruit IO* para su visualización en tiempo real. En caso contrario, los datos se almacenan temporalmente en la tarjeta *microSD*, activando el mecanismo de *store-and-forward*, que reenvía automáticamente la información una vez que la conexión se restablece.

Además, esta estructura modular permite depurar y actualizar el sistema sin afectar la funcionalidad global del *firmware*, además de facilitar su expansión futura para incorporar nuevos sensores o servicios en la nube u otra base de datos personalizable.

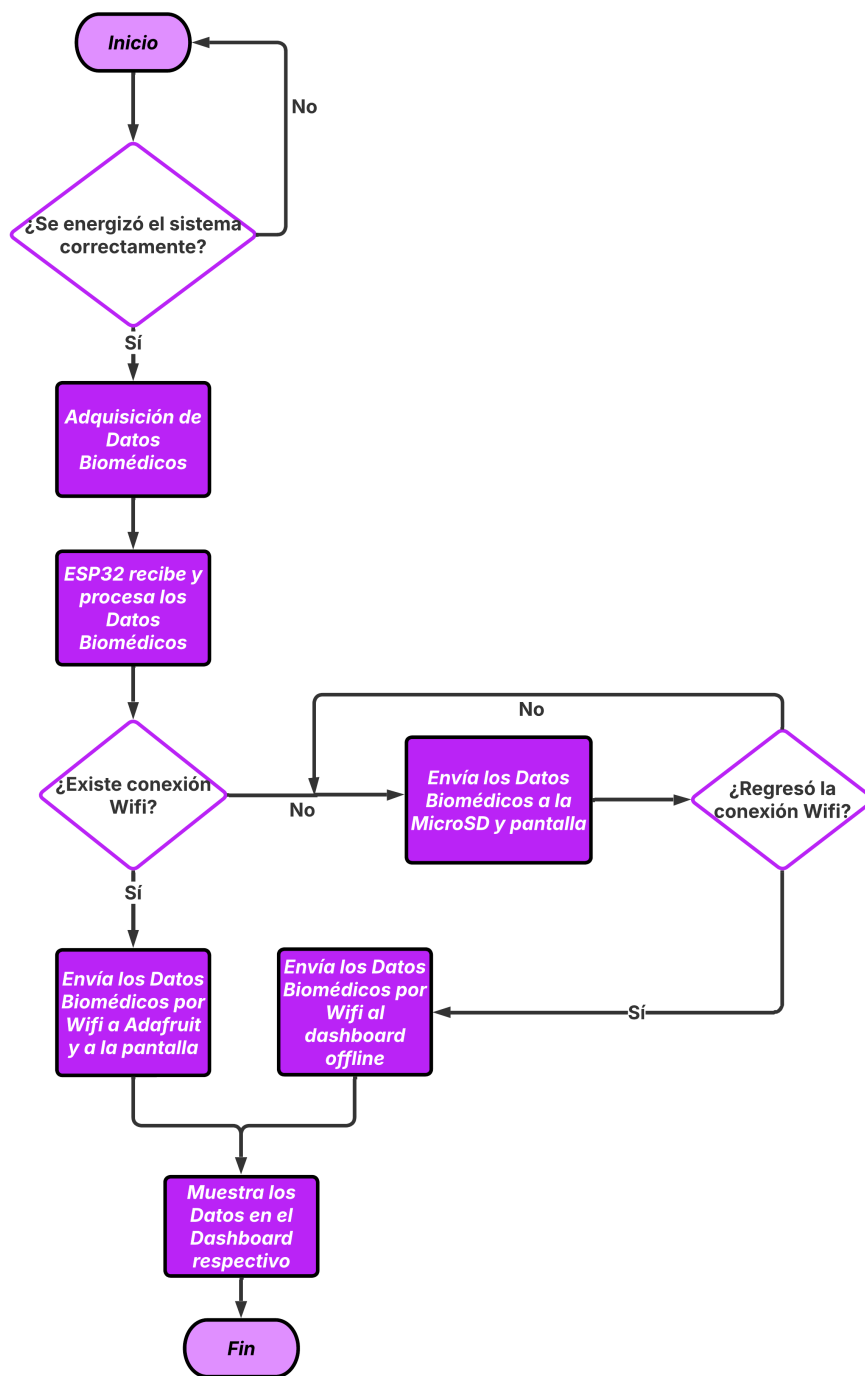


Figura 3.5: Diagrama de flujo del monitoreo de salud.

3.4.1. Aplicación de calibración

La calibración es un factor esencial para garantizar que los valores medidos por los sensores se alineen con la realidad clínica y compensen las variaciones de los componentes, el montaje y las condiciones de operación. Este proceso se llevó a cabo aplicando factores de corrección y valores de desplazamiento, obtenidos tras un proceso de comparación con

equipos de referencia certificados por la *FDA* y *CE*, tales como el termómetro *iHealth PT3* y el *Finger Pulser Oximeter 500DL* de la marca *ZacVrate*.

El cálculo del porcentaje de saturación de oxígeno (SpO_2) se basa en la relación de absorbancia de luz infrarroja (*IR*) y roja (*red*), a partir de la fórmula empírica de *Beer-Lambert* modificada.

La fórmula empírica inicial utilizada fue [44]:

$$SpO_2 = 110 - (25 \cdot R) \quad (3.6)$$

Donde *R* es la relación de las amplitudes promedio de la señal roja y la señal *IR*:

$$R = \frac{\text{Promedio}_{RED}}{\text{Promedio}_{IR}} \quad (3.7)$$

El valor obtenido mediante la ecuación 3.6 fue posteriormente ajustado mediante calibración para mejorar la precisión de las lecturas en comparación con los valores obtenidos de un oxímetro clínico certificado.

3.4.2. Aplicación del Filtrado

Para asegurar la estabilidad, precisión y legibilidad de las mediciones de los sensores, se ha implementado un sistema de filtrado digital basado en el método de Respuesta a Impulsos Infinita (*IIR*) de primer orden.

La razón de la Implementación del Filtrado se debe a que los sensores biomédicos (como el *MAX30102* para el ritmo cardíaco y el *MLX90614* para la temperatura) son susceptibles al ruido generado por el movimiento del usuario, las variaciones en el entorno, las interferencias electromagnéticas y las variaciones naturales en la toma de muestras.

Además, el filtrado *IIR* se seleccionó por su sencilla implementación computacional y su eficiencia para suavizar, lo que es importante en plataformas embebidas con recursos limitados como el *ESP32*.

La ecuación utilizada es:

$$Y[n] = \alpha \cdot X[n] + (1 - \alpha) \cdot Y[n - 1] \quad (3.8)$$

Donde:

- $Y[n]$: valor de salida (filtrado) actual.

- $X[n]$: valor de entrada actual del sensor.
- $Y[n - 1]$: valor de salida (filtrado) anterior.
- α (*alpha*) o β (*beta*): constante de suavizado (un valor entre 0 y 1) que determina la sensibilidad del filtro.

La ecuación 3.8 representa un modelo de actualización recursiva donde cada nueva muestra afecta el resultado de manera proporcional al peso definido por α .

3.5. Diseño y portabilidad

Para el diseño de la carcasa se utilizó el *software Fusion 360*. El objetivo principal es generar un modelo tridimensional preciso que integre tanto el diseño de la placa de circuito impreso (*PCB*) como los modelos 3D de los componentes electrónicos. Al combinar la *PCB* y los componentes en un solo archivo, se obtiene una representación digital completa del prototipo.

Este modelo 3D unificado permite:

- **Validar el ensamblaje:** Verificar que todos los componentes encajen correctamente y que no existan conflictos o problemas de espacio.
- **Facilitar el diseño de la carcasa:** Emplear la geometría del modelo tridimensional como base para crear una carcasa que se ajuste a las dimensiones reales de la electrónica.
- **Generar un boceto inicial:** Utilizar el modelo como borrador digital para explorar distintas configuraciones de la carcasa, considerando la ubicación de los puertos (*USB-C*), la pantalla *OLED* y los sensores.

Este proceso de diseño digital optimiza la etapa de prototipado, ya que disponer de un modelo tridimensional reduce significativamente la necesidad de ajustes o correcciones una vez fabricados los componentes físicos, mejorando la eficiencia en tiempo y recursos.

Capítulo 4

Resultados y Análisis de Resultados

4.1. Ensamblaje del prototipo

Este apartado detalla el proceso de integración física y electrónica de los componentes seleccionados.

Primeramente, en la figura 4.1, se puede observar el montaje del prototipo en una *protoboard*, donde se puede ver cada componente tiene un color. El rojo es para el sensor de *HR & SPO2*, el morado para la pantalla *OLED*, el azul para el módulo de la micro SD, el amarillo para el sensor de temperatura y el anaranjado para el *ESP32*.

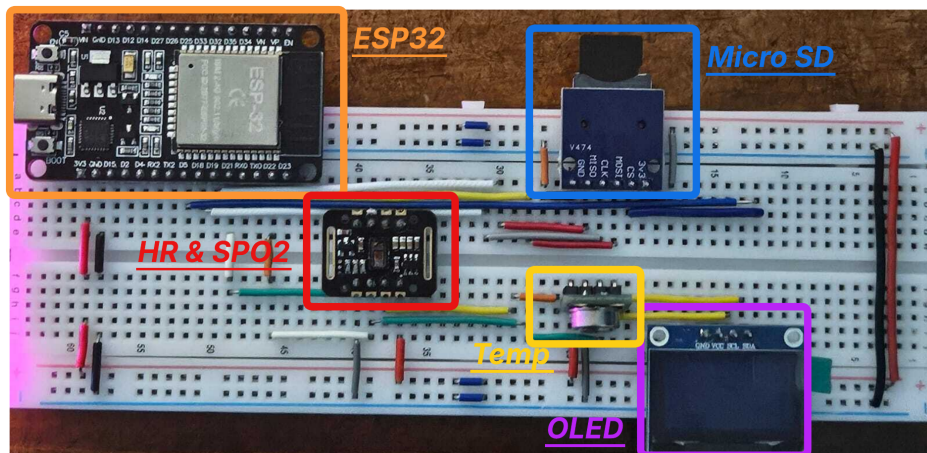


Figura 4.1: Montaje en protoboard del sistema.

Además, el voltaje de alimentación de cada uno de los sensores, micro SD y pantalla *OLED* es de 3,3 V provenientes del pin "3V3" del *ESP32*.

señal.

Seguidamente, se buscaron los *Footprints* y modelos en 3D de los componentes y se procedió a realizar un modelo 3D del sistema completo para visualizar los componentes unificados, dando como resultado la figura 4.3.

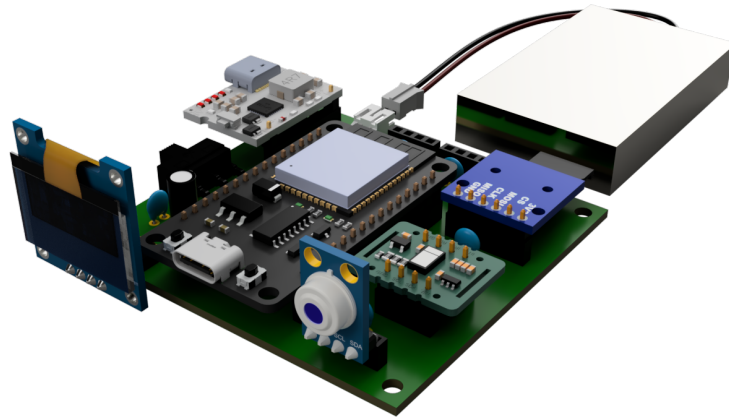


Figura 4.3: Modelo 3D del sistema.

Después, se utilizó el diseño de figura 4.3 como base para diseñar el encapsulado del sistema teniendo en cuenta que debe de ser modular y un diseño general que funcione para cualquier componente se le va a colocar en un futuro. El resultado se puede observar en la figura 4.4.

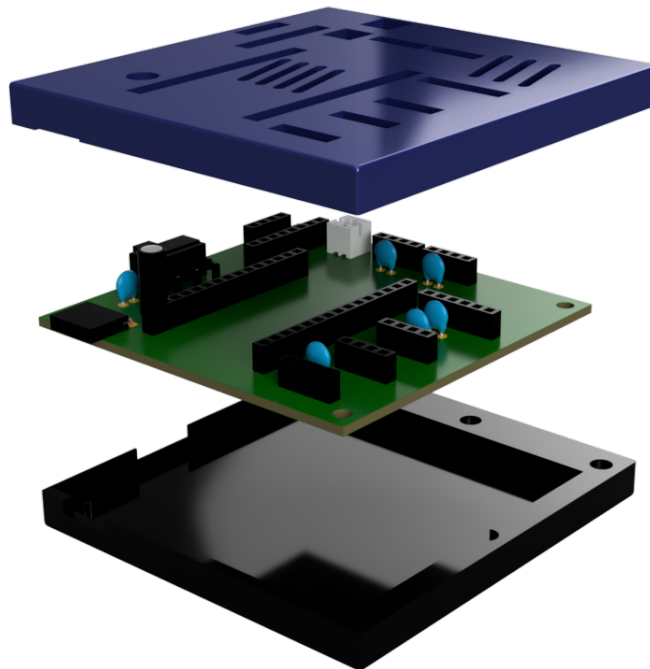


Figura 4.4: Encapsulado del sistema.

Luego, se enviaron los archivos *GERBER* para fabricar el *PCB* de la figura 4.2 a una empresa en China por la calidad de sus placas de *PCB*. Las placas *PCB* fabricadas se muestran en la figura 4.5. Las dimensiones del *PCB* son de 69,2 x 66 mm.

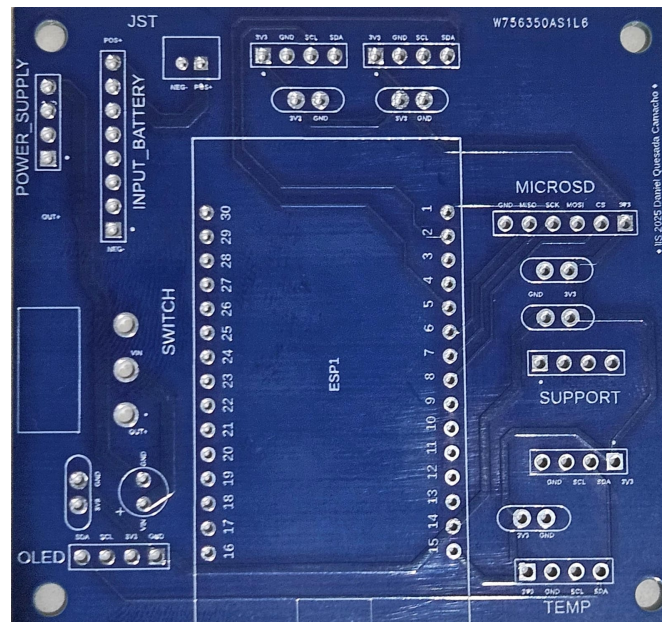


Figura 4.5: *PCB* física del sistema.

Finalmente, se soldaron los *pin-headers* y los demás componentes electrónicos que van conectados directamente a la placa *PCB*. La placa se colocó dentro del encapsulado con el resto de los componentes dando como resultado final el sistema mostrado en la figura 4.6.

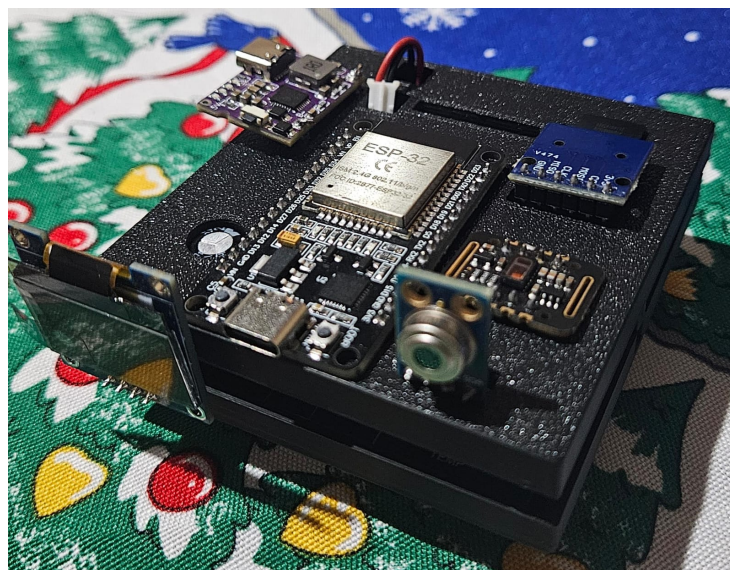


Figura 4.6: Prototipo del sistema.

4.2. Adquisición de señales

4.2.1. Lectura de Datos Crudos (RAW)

La obtención de datos, como se expresa en la tabla 4.1, constituye el primer paso para la monitorización, donde el *firmware* interactúa directamente con los periféricos a través del bus I2C.

Tabla 4.1: Características de los sensores del prototipo

Sensor	Magnitud	Tasa de Muestreo	Rango de ADC	Comportamiento
MAX30102	IR y RED	400 muestras por segundo	4096	Se obtienen valores de intensidad de luz reflejada (<i>irValue</i> , <i>redValue</i>) mediante <i>particleSensor.getIR()</i> y <i>particleSensor.getRed()</i> .
MLX90614	Temperatura Objeto	Por ciclo del <i>loop</i>	N/A	Se lee temperatura ambiente y del objeto en °C mediante <i>readObjectTempC()</i> .

4.2.2. Calibración y Filtrado del sensor de Temperatura (MLX90614)

La temperatura del objeto se calibra mediante una función lineal 4.3 que compensa tanto la emisividad de la piel humana (ajustada internamente en el sensor) como un desplazamiento del sensor. La temperatura leída se procesa mediante Ec.4.1 para obtener la temperatura cruda calibrada:

$$T_{\text{Calibrada}} = \left(T_{\text{Objeto}} \cdot \text{Factor}_{\text{Compensacion}} \right) + \text{Offset}_{\text{Temp}} \quad (4.1)$$

Para el cálculo del *Offset* se partió de un dato base arbitrario de 0.5 y desde ahí se realizaron pruebas de comparación con el termómetro de la marca *iHealth PT3*, que está certificado por la *FDA* y *CE*, para así encontrar el desplazamiento necesario.

Tabla 4.2: Comparación de mediciones de temperatura

Tiempo (s)	Temp. iHealth (°C)	Temp. Prototipo (°C)	Δ Temp. (°C)
0	36,6	34,49	2,11
30	36,7	34,34	2,36
60	36,6	34,45	2,15
90	36,6	34,92	1,68
120	36,6	34,11	2,49
150	36,5	35,14	1,36
180	36,5	35,00	1,50
210	36,5	35,04	1,46
240	36,5	34,92	1,58
270	36,5	35,06	1,44

Los promedios calculados con estos 10 puntos de la tabla 4.2 son:

- **Promedio Temp. iHealth: 36,56 °C**
- **Promedio Temp. Prototipo: 34,747 °C**
- **Promedio Δ Temp: 1,813 °C**

Dado que el sensor del prototipo mide consistentemente valores más bajos que el sensor *iHealth*, la constante de calibración para la temperatura se define como la diferencia promedio:

$$\text{Constante de Calibración} \approx 1,813 \text{ °C} \quad (4.2)$$

Por tanto, para calibrar las lecturas del prototipo, se debe sumar esta constante a cada medición obtenida del sensor:

$$\text{Temp. Calibrada} = \text{Temp. Prototipo} + 1,813 \text{ °C} \quad (4.3)$$

Después de obtener el valor de *Offset* se procedió a realizar pruebas para verificar que los datos fueran los más reales posibles. Los resultados se muestran en la figura 4.7.

```

TEMP Lectura Final: 36.40 C
TEMP Lectura Final: 36.35 C
TEMP Lectura Final: 36.32 C
TEMP Lectura Final: 36.33 C
TEMP Lectura Final: 36.34 C
TEMP Lectura Final: 36.30 C
TEMP Lectura Final: 36.37 C
TEMP Lectura Final: 36.43 C
TEMP Lectura Final: 36.53 C
TEMP Lectura Final: 36.57 C

```

Figura 4.7: Datos de temperatura calibrados.

Además, para comparar los datos obtenidos de la figura 4.7 se realizaron nuevas mediciones con el dispositivo certificado. Estos resultados se muestran en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3: Comparación de mediciones de temperatura calibrada.

Tiempo (s)	Temp. iHealth (°C)	Temp. Prototipo (°C)	Δ Temp. (°C)
0	36,9	36,56	0,34
30	36,9	36,56	0,34
60	36,8	36,81	-0,01
90	36,8	36,68	0,12
120	36,7	36,66	0,04
150	36,1	36,68	-0,58
180	36,7	36,60	0,10
210	36,7	36,74	-0,04
240	36,7	36,64	0,06
270	36,3	36,48	-0,18

Por lo tanto, para evaluar la precisión del sensor de temperatura del prototipo respecto al termómetro de referencia *iHealth*, se calcularon los valores promedio de las mediciones presentadas en la Tabla 4.3. Los resultados se obtuvieron a partir de diez muestras tomadas.

$$T_{iHealth} = \frac{36,9 + 36,9 + 36,8 + 36,8 + 36,7 + 36,1 + 36,7 + 36,7 + 36,7 + 36,3}{10} = 36,66 \text{ °C}$$

$$T_{\text{Prototipo}} = \frac{36,56 + 36,56 + 36,81 + 36,68 + 36,66 + 36,68 + 36,60 + 36,74 + 36,64 + 36,48}{10} = 36,64 \text{ } ^\circ\text{C}$$

La diferencia promedio obtenida entre ambos sensores se expresa como:

$$\Delta T = T_{\text{iHealth}} - T_{\text{Prototipo}} = 0,02 \text{ } ^\circ\text{C}$$

Los resultados promedio obtenidos se resumen en la Tabla 4.4.

Tabla 4.4: Promedios de temperatura obtenidos por ambos sensores.

Sensor	Temperatura Promedio ($^\circ\text{C}$)
iHealth (referencia)	36,66
Prototipo	36,64
Diferencia promedio (ΔT)	0,02

Para determinar la precisión relativa de la medición del prototipo respecto al sensor de referencia, se calcula el error relativo mediante la siguiente fórmula:

$$E_{\text{rel}} = \frac{|T_{\text{Prototipo}} - T_{\text{iHealth}}|}{T_{\text{iHealth}}} \times 100$$

Sustituyendo los valores experimentales:

$$E_{\text{rel}} = \frac{|36,64 - 36,66|}{36,66} \times 100 = \frac{0,02}{36,66} \times 100 \approx 0,06 \%$$

El resultado obtenido muestra que el sensor del prototipo presenta una desviación promedio de 0,02 $^\circ\text{C}$, lo que representa un error relativo del 0,06 % respecto al sensor *iHealth*.

Asimismo, después del proceso de calibración, se implementó un filtro de respuesta al impulso infinita (IIR) de primer orden, con el objetivo de suavizar la temperatura y reducir el ruido de alta frecuencia que se puede presentar en las mediciones.

La ecuación general del filtro IIR aplicado es:

$$Y[n] = \beta \cdot X[n] + (1 - \beta) \cdot Y[n - 1] \quad (4.4)$$

donde:

- $X[n]$: muestra de entrada actual,
- $Y[n]$: salida filtrada actual,
- $Y[n - 1]$: salida filtrada anterior,
- β : coeficiente de suavizado, con valores en el rango $0 < \beta < 1$.

En este caso, se seleccionó un valor arbitrario de $\beta = 0,2$ con el fin de lograr un equilibrio adecuado entre suavizado y respuesta dinámica. La ecuación implementada en el código fue:

$$\text{Temp}_{\text{suavizada}} = (\text{Temp}_{\text{cruda}} \cdot \beta) + [\text{Temp}_{\text{suavizada}} \cdot (1 - \beta)] \quad (4.5)$$

Un valor pequeño de $\beta = 0,2$ implica que solo el 20% del peso se asigna a la nueva lectura, mientras que el 80% proviene del historial previo. Esto se traduce en un mayor nivel de suavizado y una reducción efectiva del ruido.

Tabla 4.5: Comparación de mediciones de temperatura con filtro IIR.

Tiempo (s)	iHealth con IIR (°C)	Prototipo con IIR (°C)	Δ (°C)
0	36,7	36,40	+0,30
30	36,7	36,35	+0,35
60	36,2	36,32	-0,12
90	36,6	36,33	+0,27
120	36,6	36,34	+0,26
150	36,6	36,30	+0,30
180	36,6	36,37	+0,23
210	36,6	36,43	+0,17
240	36,6	36,53	+0,07
270	36,6	36,57	+0,03

Por lo tanto, para evaluar la precisión del sensor de temperatura del prototipo con filtro IIR respecto al termómetro de referencia *iHealth*, se calcularon los valores promedio de las

mediciones presentadas en la Tabla 4.5. Los resultados se obtuvieron a partir de diez muestras tomadas.

$$T_{iHealth} = \frac{36,7 + 36,7 + 36,2 + 36,6 + 36,6 + 36,6 + 36,6 + 36,6 + 36,6 + 36,6}{10} = 36,58 \text{ } ^\circ\text{C}$$

$$T_{Prototipo} = \frac{36,40 + 36,35 + 36,32 + 36,33 + 36,34 + 36,30 + 36,37 + 36,43 + 36,53 + 36,57}{10} = 36,39 \text{ } ^\circ\text{C}$$

La diferencia promedio obtenida entre ambos sensores se expresa como:

$$\Delta T = T_{iHealth} - T_{Prototipo} = 0,19 \text{ } ^\circ\text{C}$$

Los resultados promedio obtenidos se resumen en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6: Promedios de temperatura obtenidos por el filtro IIR.

Sensor	Temperatura Promedio ($^{\circ}\text{C}$)
iHealth (referencia)	36,58
Prototipo con IIR	36,39
Diferencia promedio (ΔT)	0,19

Para determinar la precisión relativa de la medición del prototipo respecto al sensor de referencia, se calcula el error relativo mediante la siguiente fórmula:

$$E_{rel} = \frac{|T_{Prototipo} - T_{iHealth}|}{T_{iHealth}} \times 100$$

Sustituyendo los valores experimentales:

$$E_{rel} = \frac{|36,39 - 36,58|}{36,58} \times 100 = \frac{0,19}{36,58} \times 100 \approx 0,52 \%$$

El resultado obtenido muestra que el sensor del prototipo con filtro *IIR* presenta una desviación promedio de 0,19 $^{\circ}\text{C}$, lo que representa un error relativo del 0,52% respecto al sensor *iHealth*.

4.2.3. Calibración y filtrado del sensor de Ritmo Cardíaco y SpO₂ (MAX30102)

Una vez que los valores de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno se calculan con las funciones de la tabla 4.1, son sometidos a factores de corrección y filtrado finales.

En la tabla 4.7 se puede observar los valores obtenidos y comparados con el dispositivo comercial *ZacVrate* y con los valores obtenidos al aplicar el filtro *IIR* de la fórmula 4.4 con un valor de $\alpha = 0,5$. Esto implica que el 50 % del peso se le asignará tanto como a la nueva lectura como al que proviene del historial previo. Además, cabe mencionar que a los valores en la tabla 4.7 aún no se le aplica el *offset* para su calibración.

Tabla 4.7: Comparación de mediciones de frecuencia cardíaca y SpO₂ sin calibrar con filtro IIR.

Tiempo (s)	ZacVrate BPM	ZacVrate SpO ₂	Prototipo BPM	Prototipo SpO ₂
0	105	96	93	88
30	107	96	107	88
60	101	96	110	88
90	100	96	95	88
120	97	96	100	88
150	92	96	93	88
180	94	96	90	88
210	97	96	103	88
240	94	96	96	88
270	98	96	104	88
300	96	96	105	88
330	92	97	97	88
360	98	96	92	88
390	98	96	99	88

Calibración del sensor SPO₂

Se procedió a calcular el *offset* del sensor de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno, sin embargo, cabe mencionar que la saturación de oxígeno se estima inicialmente mediante una aproximación lineal basada en la curva de calibración característica de la oximetría de pulso [44], donde R representa la relación entre las amplitudes de las señales de luz roja e infrarroja de la fórmula 3.7.

Asimismo, en la tabla 4.7, se identificó una tendencia a que los resultados iniciales de SpO₂ se encontraran consistentemente por debajo de los valores esperados clínicamente (95-100 %

en personas sanas). Para corregir esto y mejorar la correlación con mediciones de referencia, se aplicó un desplazamiento.

Para evaluar la precisión del sensor SPO2 del prototipo respecto al dispositivo comercial *ZacVrate*, se calcularon los valores promedio de las mediciones presentadas en la tabla 4.7.

$$SpO2_{ZacVrate} = \frac{96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 97 + 96 + 96}{14} = 96,07 \%$$

$$SpO2_{Prototipo} = \frac{88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88 + 88}{14} = 88,00 \%$$

La diferencia promedio obtenida entre ambos dispositivos se expresa como:

$$\Delta SpO2 = SpO2_{ZacVrate} - SpO2_{Prototipo} = 8,07 \%$$

Los resultados promedio obtenidos se resumen en la Tabla 4.8.

Tabla 4.8: Promedios de SpO2 obtenidos por ambos dispositivos.

Dispositivo	SpO2 Promedio (%)
ZacVrate (referencia)	96,07
Prototipo	88,00
Diferencia promedio (Δ SpO2)	8,07

Para determinar la precisión relativa de la medición del prototipo respecto al dispositivo de referencia, se calcula el error relativo mediante la siguiente fórmula:

$$E_{rel} = \frac{|SpO2_{Prototipo} - SpO2_{ZacVrate}|}{SpO2_{ZacVrate}} \times 100$$

Sustituyendo los valores experimentales:

$$E_{rel} = \frac{|88,00 - 96,07|}{96,07} \times 100 = \frac{8,07}{96,07} \times 100 \approx 8,40 \%$$

El resultado obtenido muestra que el sensor SpO2 del prototipo presenta una desviación promedio de 8,07 %, lo que representa un error relativo del 8,40% respecto al dispositivo ZacVrate. Esta diferencia indica la necesidad de mejorar la calibración del sensor de oxigenación del prototipo.

Luego de encontrar el valor de *offset* necesario se coloca la fórmula 4.6 dentro del código de la siguiente manera:

$$\text{SpO2}_{\text{Final}} = \text{SpO2}_{\text{Inicial}} + \text{SPO2_OFFSET} \quad (4.6)$$

Después de encontrar el valor del *offset* se realizan más pruebas para valorar que el valor obtenido sea más preciso. Los resultados se resumen en la tabla 4.9.

Tabla 4.9: Comparación de mediciones de frecuencia cardíaca (BPM) y saturación de oxígeno (SpO2) entre el dispositivo comercial ZacVrate y el prototipo calibrado y filtrado.

Tiempo (s)	ZacVrate (Comercial) BPM	ZacVrate (Comercial) SpO2	Prototipo BPM	Prototipo SpO2
0	97	96	94	96
30	92	96	90	96
60	96	96	96	96
90	97	96	95	96
120	95	96	92	96
150	90	96	90	96
180	95	96	93	96
210	102	96	103	96
240	91	96	91	96
270	95	96	96	96
300	94	96	93	96
330	101	96	101	96
360	94	96	94	96
390	96	96	95	96

Para evaluar la precisión del sensor SPO2 del prototipo respecto al dispositivo comercial ZacVrate, se calcularon los valores promedio de las mediciones presentadas en la tabla 4.7.

$$SpO2_{ZacVrate} = \frac{96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 97 + 96 + 96}{14} = 96 \%$$

$$SpO2_{Prototipo} = \frac{96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 96 + 97 + 96 + 96}{14} = 96 \%$$

La diferencia promedio obtenida entre ambos dispositivos se expresa como:

$$\Delta SpO2 = SpO2_{ZacVrate} - SpO2_{Prototipo} = 0 \%$$

Los resultados promedio obtenidos se resumen en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10: Promedios de SpO2 obtenidos por ambos dispositivos.

Dispositivo	SpO2 Promedio (%)
ZacVrate (referencia)	96,00
Prototipo	96,00
Diferencia promedio (Δ SpO2)	0

Ahora, para determinar la precisión relativa de la medición ya calibrada y filtrada del prototipo respecto al dispositivo de referencia, se calcula el error relativo mediante la siguiente fórmula:

$$E_{rel} = \frac{|SpO2_{Prototipo} - SpO2_{ZacVrate}|}{SpO2_{ZacVrate}} \times 100$$

Sustituyendo los valores experimentales:

$$E_{rel} = \frac{|96,00 - 96,00|}{96,00} \times 100 = \frac{0}{96,00} \times 100 \approx 0 \%$$

El resultado obtenido muestra que el sensor SpO2 del prototipo ya no presenta una desviación promedio de 8,07%, lo que representa que el error relativo respecto al dispositivo ZacVrate desaparece.

Calibración del sensor de frecuencia cardíaca

Después de haber calculado la saturación de oxígeno, se procedió a evaluar la precisión del sensor de frecuencia cardíaca del prototipo contra el dispositivo comercial *ZacVrate*. Los valores promedio de las mediciones presentadas en la tabla 4.7 se calculan como sigue:

$$\text{BPM}_{\text{ZacVrate}} = \frac{105 + 107 + 101 + 100 + 97 + 92 + 94 + 97 + 94 + 98 + 96 + 92 + 98 + 98}{14} = 97,79 \text{ BPM}$$

$$\text{BPM}_{\text{Prototipo}} = \frac{93 + 107 + 110 + 95 + 100 + 93 + 90 + 103 + 96 + 104 + 105 + 97 + 92 + 99}{14} = 98,86 \text{ BPM}$$

$$\text{Factor}_{\text{BPM}} = \frac{97,79}{98,86} = 0,989 \text{ BPM}$$

La diferencia promedio obtenida entre ambos dispositivos se expresa como:

$$\Delta\text{BPM} = |\text{BPM}_{\text{Prototipo}} - \text{BPM}_{\text{ZacVrate}}| = |98,86 - 97,79| = 1,07 \text{ BPM}$$

Los resultados promedio obtenidos se resumen en la Tabla 4.11.

Tabla 4.11: Promedios de frecuencia cardíaca obtenidos por ambos dispositivos.

Dispositivo	BPM Promedio
ZacVrate (referencia)	97,79
Prototipo	98,86

Para determinar la precisión relativa de la medición del prototipo respecto al dispositivo de referencia, se calcula el error relativo mediante la siguiente fórmula:

$$E_{\text{rel}} = \frac{|\text{BPM}_{\text{Prototipo}} - \text{BPM}_{\text{ZacVrate}}|}{\text{BPM}_{\text{ZacVrate}}} \times 100$$

Sustituyendo los valores experimentales:

$$E_{\text{rel}} = \frac{|98,86 - 97,79|}{97,79} \times 100 = \frac{1,07}{97,79} \times 100 \approx 1,09\%$$

El resultado obtenido muestra que el sensor de frecuencia cardíaca del prototipo presenta una desviación promedio de 1,07 BPM, lo que representa un error relativo del 1,09% respecto al dispositivo ZacVrate que esta dentro de los objetivos del sistema.

$$\text{BPM}_{\text{Final}} = \text{BPM}_{\text{Filtrado}} \cdot \text{BPM}_{\text{Factor}} \quad (4.7)$$

Finalmente, cuando se obtiene el factor *BPM* se inserta en la ecuación 4.7 que está en el código. Además, en la Tabla 4.9 se pueden observar los datos obtenidos ya con este factor de calibración y filtrado *IIR*.

4.3. Almacenamiento local y transmisión en la nube

Este apartado detalla la gestión de los datos biomédicos capturados, incluyendo la estrategia de transmisión en tiempo real y el mecanismo de respaldo local en microSD para asegurar la integridad de la información ante fallos de conexión.

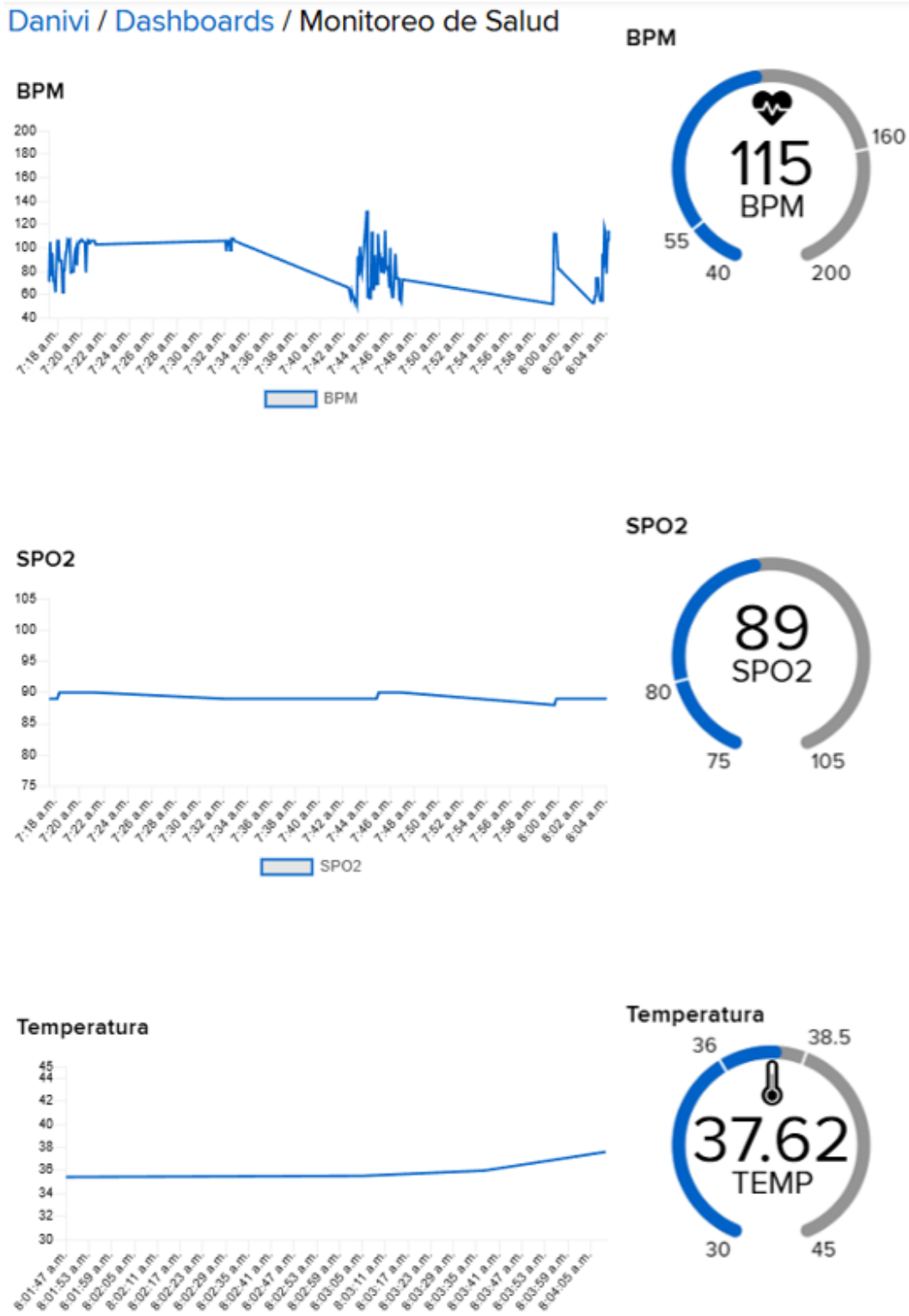


Figura 4.8: Envío de datos de sensores online.

```
-> [Storage] Dato VARIADO ESCRITO EN SD (MOA).  
->  
-> [AIO] WiFi/IO Reconectado. Iniciando envío de datos offline...  
-> [Storage] LOG CONTINUO FINALIZADO. Archivo cerrado.  
-> [AIO] Encontrados 1 archivos offline. Iniciando envío...  
->  
-> [Storage] Leyendo y enviando archivo offline: /OfflineData_10.csv  
-> [Storage] Archivo offline enviado y eliminado: /OfflineData_10.csv  
-> [AIO] Envío de datos offline completado.
```

Figura 4.9: Envío de datos offline completado desde la microSD al panel offline.

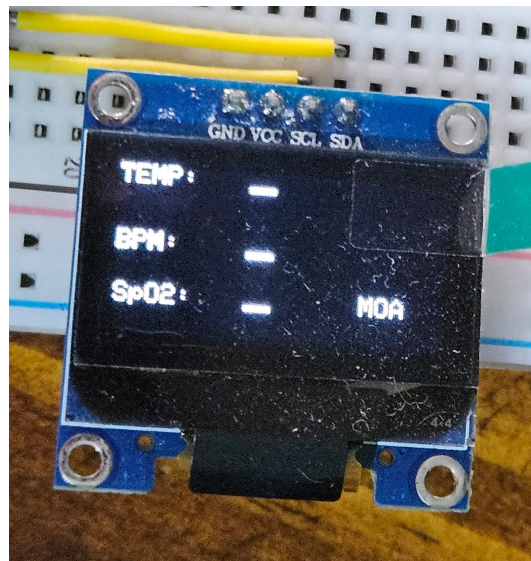


Figura 4.10: Modo *Offline* Activado (MOA).



Figura 4.11: Subida de Datos.

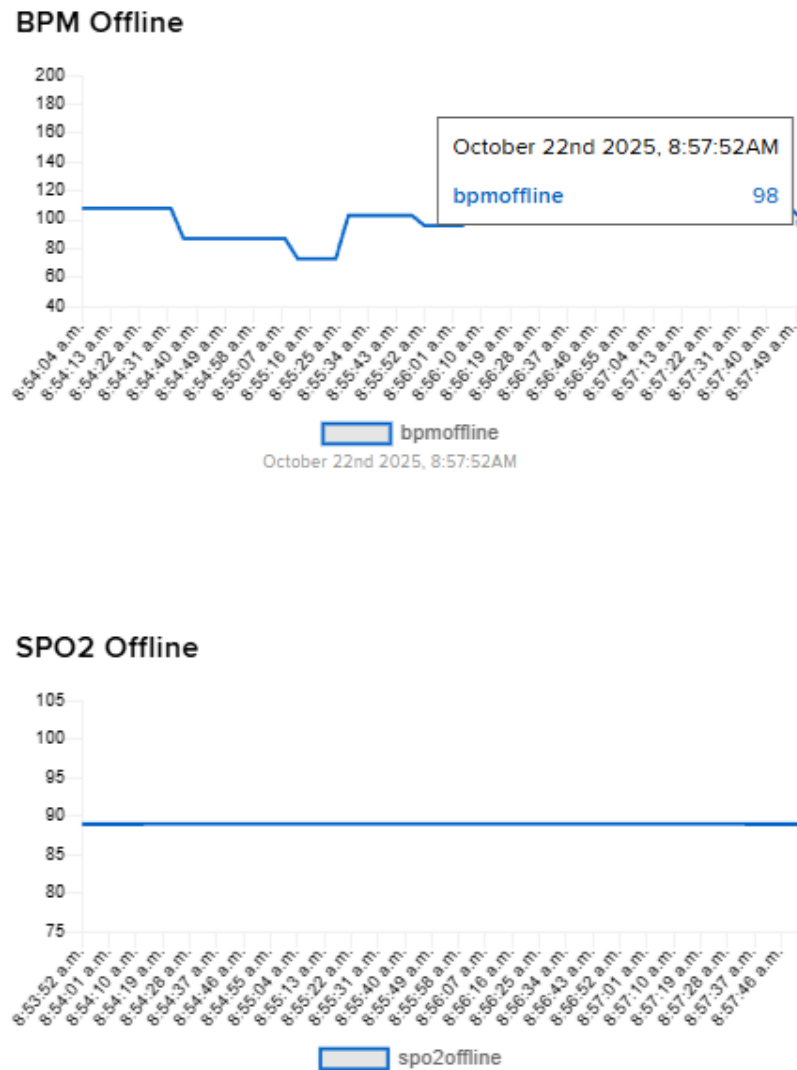


Figura 4.12: Datos Offline recibidos despues de re-conexión.

Durante las pruebas realizadas, el sistema demostró la capacidad de operar correctamente tanto en modo *offline* como *online*, este último modo se puede observar en la Figura 4.8 que muestra los datos en un dashboard o el último dato más reciente de manera más grande. Asimismo, los datos generados por los sensores y guardados en la página de *Adafruit* pueden ser descargados de manera local. Además, se observa en una de las líneas de la Figura 4.9 donde se puso a prueba cuando la conexión a internet fallaba y se logra reconectar y encontrar el archivo en la memoria microSD.

En el modo *offline*, cuando no existe conexión *Wi-Fi* disponible, los datos obtenidos de los sensores (frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal) en el modo (MOA), que se ve en la Figura 4.10, se almacenan localmente en una tarjeta MicroSD mediante el protocolo *SPI*. Esto se puede visualizar en la Figura 4.9 que muestra que el dato fue escrito en la memoria SD.

Cuando la conexión *Wi-Fi* se restablece, el sistema entra en modo *online* y realiza el envío automático de los datos hacia la plataforma *Adafruit IO*. Esto se observa en una de las líneas de la figura 4.9 donde encuentra el archivo y procede a iniciar el envío. Asimismo, cuando está en la etapa de envío de datos, también se muestra de manera local, (véase en la Figura 4.11), un mensaje que le permite al usuario ver el estado actual del sistema.

Cuando el sistema se está en esta etapa de subida de datos (Figura 4.11), los valores se transmiten a intervalos de 9 segundos hacia sus respectivos *feeds*, y pueden visualizarse mediante un dashboard dedicado a estos datos de reconexión, según se observa en la Figura 4.12.

4.4. Evaluación de la autonomía energética

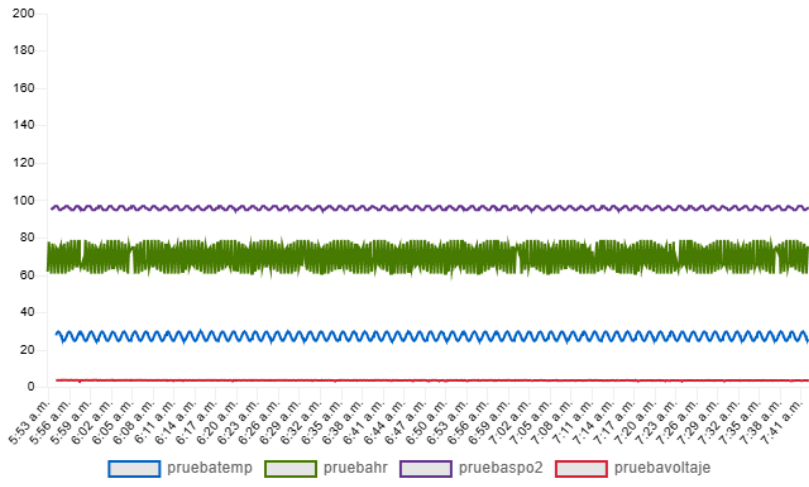
La evaluación de la autonomía energética se realizó con el propósito de verificar la eficiencia del diseño propuesto, centrándose en el escenario de mayor demanda energética. Este escenario crítico representa la condición en la cual todos los componentes del sistema se encuentran activos de manera simultánea y ejecutando sus respectivas funciones de adquisición, procesamiento y transmisión de datos.

A diferencia de la estimación teórica, la prueba experimental se diseñó para analizar el peor caso posible, es decir, un funcionamiento continuo donde cada módulo que consume energía opera de manera continua. Este escenario incluyó las siguientes condiciones:

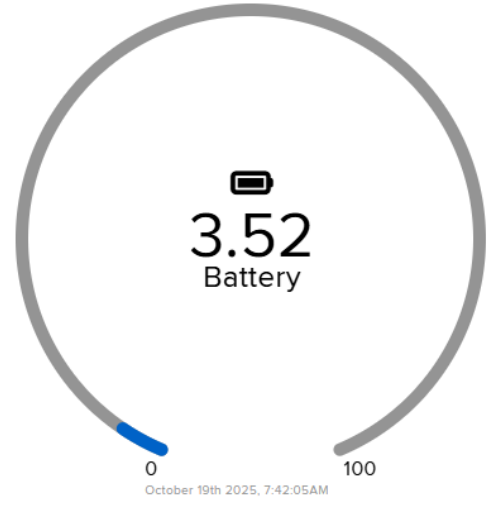
- El microcontrolador *ESP32* operando a máxima capacidad, gestionando la comunicación y el procesamiento de datos.
- Los sensores biomédicos realizando mediciones constantes de frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno y temperatura corporal.
- La transmisión inalámbrica de datos hacia la plataforma *Adafruit IO* en modo *online* mediante conectividad *Wi-Fi*.
- La escritura continua de registros en la tarjeta *microSD*.

La metodología experimental consistió en ejecutar el prototipo alimentado mediante una batería de 2000 mAh hasta su descarga sin afectar la vida útil de la batería. El tiempo de funcionamiento total se determinó a partir de una hora de inicio y del último dato registrado, que se pueden observar en la figura 4.13, en la plataforma de monitoreo *Adafruit IO*. Esto permitió confirmar la duración efectiva de operación sin intervención externa. El procedimiento permitió validar la autonomía del sistema bajo las condiciones más exigentes de consumo energético. Asimismo, en la figura 4.14 se observa el progreso de manera local de unas de las pruebas para ir validando el tiempo de la prueba.

Autonomía Test



Batería



Prueba Autonomía

2025/10/19 07:41:44AM	3.87	▲
2025/10/19 07:41:54AM	25.14	
2025/10/19 07:41:55AM	75	
2025/10/19 07:41:55AM	96	
2025/10/19 07:41:55AM	3.85	
2025/10/19 07:42:05AM	25.14	
2025/10/19 07:42:05AM	75	
2025/10/19 07:42:05AM	96	
2025/10/19 07:42:05AM	3.52	! ↓

Figura 4.13: Prueba de autonomía del sistema.



Figura 4.14: Progreso de la prueba de autonomía.

Ahora, el tiempo de autonomía real obtenido en el peor de los casos fue de 6 horas y 47 minutos ($\approx 6,783$ h). Este resultado se comparó con el cálculo teórico previo que se había calculado con la ecuación 3.4 para determinar el consumo de potencia real del dispositivo.

4.4.1. Cálculo del Consumo de Potencia Real del Sistema

Para determinar el consumo de potencia real del prototipo ($P_{\text{dev-Real}}$) en el escenario crítico, se partió de la ecuación general de autonomía energética 3.4 y se realizó un despeje algebraico empleando los valores experimentales obtenidos durante las pruebas.

La relación entre la autonomía teórica, la capacidad de la batería y el consumo del sistema se define como:

$$T_{\text{real}} = \frac{Wh \times \eta}{P_{\text{dev-Real}}} \quad (4.8)$$

donde:

- T_{real} : Tiempo de autonomía medido (en horas).
- Wh : Capacidad energética de la batería (en watts-hora).
- η : Eficiencia global del sistema (factor adimensional).
- $P_{\text{dev-Real}}$: Potencia consumida por el dispositivo (en watts).

A partir de la Ecuación 4.8, se despeja la potencia real consumida por el sistema:

$$P_{\text{dev-Real}} = \frac{Wh \times \eta}{T_{\text{real}}} \quad (4.9)$$

Sustituyendo los valores experimentales correspondientes al escenario de prueba más exigente (modo *online* con todos los módulos activos):

- $Wh = 7,4$ Wh (batería de 2000 mAh a 3,7 V).
- $\eta = 0,90$ (eficiencia global estimada).
- $T_{\text{real}} = 6,783$ h (tiempo medido experimentalmente).

Se obtiene el valor de potencia real del dispositivo:

$$P_{\text{dev-Real}} = \frac{7,4 \text{ Wh} \times 0,90}{6,783 \text{ h}} = \frac{6,66 \text{ Wh}}{6,783 \text{ h}} \approx 0,982 \text{ W} \quad (4.10)$$

Por tanto, la potencia promedio real del sistema en el escenario de máxima carga fue de aproximadamente 0,982 W.

Capítulo 5

Conclusiones y recomendaciones

5.1. Conclusiones

El desarrollo e implementación del sistema portátil multiparamétrico permitió integrar con éxito los sensores de frecuencia cardíaca (FC), saturación de oxígeno (SpO_2) y temperatura corporal, logrando una arquitectura modular y funcional basada en el microcontrolador *ESP32*, con almacenamiento local mediante *MicroSD* y conectividad a la nube a través de *Adafruit IO*.

La funcionalidad de autonomía y la estrategia de sincronización (*Store-and-Forward*) se validaron satisfactoriamente, garantizando la preservación de los datos incluso ante pérdidas de conexión. Este enfoque es esencial para entornos con conectividad limitada, cumpliendo con uno de los principales objetivos del proyecto.

Los resultados experimentales confirmaron una autonomía real de 6 horas y 47 minutos utilizando una batería de 2000 mAh, bajo el escenario más exigente en consumo energético. El cálculo del consumo real, equivalente a 0,982 W, resultó inferior al estimado teóricamente (1,462 W), lo que explica la extensión de la autonomía práctica respecto a la previsión inicial (4,56 h).

El diseño modular y la selección de componentes cumplieron con el objetivo de crear un Punto de Atención (*PoC*) portable, demostrando ser una alternativa técnica y económicamente viable para fortalecer los servicios de monitoreo remoto y telemedicina en entornos con recursos limitados.

En condiciones de operación normal (modo *online*), donde la escritura en la memoria *MicroSD* no se mantiene activa, el consumo energético se reduce significativamente, proyectando una autonomía real aún mayor. Esto demuestra que el diseño final del prototipo es eficiente, confiable y adaptable a diferentes escenarios de uso, validando su potencial como herramienta de telemonitoreo de bajo costo, en especial para regiones rurales o con acceso limitado a servicios médicos.

5.2. Recomendaciones

Evaluar y ajustar el coeficiente de suavizado (β) del filtro IIR aplicado a las señales de temperatura y frecuencia cardíaca, con el fin de lograr un equilibrio adecuado entre la estabilidad de la medición y la capacidad de respuesta ante variaciones rápidas en los signos vitales.

Implementar protocolos de encriptación, autenticación y control de acceso en las etapas de transmisión y almacenamiento de los datos, conforme a las buenas prácticas de seguridad en sistemas *IoT* biomédicos. Esto permitirá garantizar la confidencialidad y protección de la información sensible de los pacientes.

Incluir sensores adicionales para variables como presión arterial o frecuencia respiratoria, aprovechando la modularidad del diseño y los pines disponibles del *ESP32*. Esta ampliación permitiría evolucionar el prototipo hacia un sistema multiparamétrico más completo y clínicamente relevante, con un máximo de 2 sensores únicos conectados directamente a los pines de la placa, pero, se podría expandir a más sensores utilizando un multiplexor.

Explorar alternativas a *Adafruit IO* que ofrezcan mayores capacidades de análisis de datos, compatibilidad con sistemas médicos existentes, y almacenamiento histórico extendido, sin comprometer la facilidad de integración ni el bajo costo del sistema.

Establecer colaboraciones con instituciones de salud o universidades con escuela de medicina para realizar pruebas comparativas ampliadas con equipos certificados. Esto permitirá iniciar procesos de validación y eventualmente de certificación normativa ante el Ministerio de Salud o bajo estándares *ISO*, consolidando su potencial como dispositivo médico no invasivo.

Implementar pruebas piloto en los cantones de San Carlos, Tarrazú, Sarchí y Tibás, con el objetivo de evaluar la robustez del sistema en entornos rurales y turísticos, bajo condiciones de conectividad y carga de uso reales.

Elaborar un plan de calibración o mantenimiento anual para los sensores, de modo que conserven su precisión a lo largo del tiempo y eviten quedar obsoletos.

Analizar distintos tipos de materiales adecuados para la fabricación del encapsulado, con el fin de obtener una versión mejorada del dispositivo en términos de resistencia, ergonomía y durabilidad.

Implementar la transmisión de datos en segundo plano, permitiendo que el dispositivo continúe funcionando y pueda ser utilizado con normalidad mientras los datos son enviados al sistema remoto.

Bibliografía

- [1] SmartCities Latam, “Diagnostico y recomendaciones para un plan estrategico de turismo inteligente en los cantones de San Carlos, Sarchí, Tarrazú y Tibás, Costa Rica,” Informe desarrollado en el marco del proyecto *Destinos Turísticos Inteligentes: tecnologías de información y comunicación aplicadas al turismo*, Julio 2024. [En línea]. Disponible en: https://drive.google.com/drive/folders/1PB1yrc6b2O68APG4QDljRTi2An4IZWYK?usp=drive_link.
- [2] Ministerio de Salud de Costa Rica, “Análisis de Situación de Salud de Niveles Locales 2023 - Región Occidente,” 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.ministeriodesalud.go.cr/index.php/biblioteca-de-archivos-left/documentos-ministerio-de-salud/vigilancia-de-la-salud/analisis-de-situacion-salud/analisis-de-situacion-de-salud-de-niveles-locales-2023/region-occidente/7362-asis-ars-sarchi/file#:~:text=Enfermedades%20cardiovasculares%20141%2066%2029%2C38,Diabetes%20mellitus%2025%2012%205%2C21>.
- [3] World Health Organization - Regional Office for the Eastern Mediterranean (WHO EMRO), “eHealth,” Página temática del sitio web de WHO EMRO, © WHO 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.emro.who.int/health-topics/ehealth/>.
- [4] Singhal, Arvind; Cowie, Martin, “What is e-Health?,” *e-Journal of Cardiology Practice*, Vol. 18, N° 24 — 10 Jun 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.escardio.org/Journals/E-Journal-of-Cardiology-Practice/Volume-18/what-is-e-health>.
- [5] World Health Organization, “WHO guideline Recommendations on Digital Interventions for Health System Strengthening,” Ginebra: World Health Organization, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK541905/>.
- [6] J. A. Prados Castillejo, “Telemedicina, una herramienta también para el médico de familia,” *Atención Primaria*, Vol. 45, Núm. 3, pp. 129-132, marzo 2013. DOI: 10.1016/j.aprim.2012.07.006. [En línea]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-atencion-primaria-27-articulo-telemedicina-una-herramienta-tambien-el-S0212656712003>.
- [7] DocTour, “La Importancia de la Telemedicina en los Viajes Internacionales: Cómo la Tecnología Está Cambiando la Forma en que los Viajeros Acceden a la Atención Médica,” Blog de Salud DocTour, 9 febrero 2024. [En línea].

- Disponible en: <https://www.doctour.app/blog-doctour/params/post/4442609/la-importancia-de-la-telemedicina-en-los-viajes-internacionales-como-la-tec>.
- [8] M&R Group, “La Telemedicina en los viajes,” Blog M&R Group, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.myrgroup.pe/blog/la-telemedicina-en-los-viajes-49>.
- [9] Unitek College, “A Step-by-Step Guide to Taking Vital Signs,” Blog de Unitek College, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.unitekcollege.edu/es/blog/a-step-by-step-guide-to-taking-vital-signs/>.
- [10] UW Medicine Health Library, “Non-Traumatic Adult Diseases & Conditions – Signos Vitales / Non-Traumatic Adult Conditions (P03963),” Health Library UW Medicine. [En línea]. Disponible en: <https://healthlibrary.uwmedicine.org/Spanish/DiseasesConditions/Adult/NonTraumatic/85,P03963>.
- [11] Brito Díaz, Buenaventura; Alemán Sánchez, José Juan; Cabrera de León, Antonio, “Frecuencia cardiaca en reposo y enfermedad cardiovascular,” *Medicina Clínica*, vol. 140, no. 4, pp. 172-178, 2013. DOI: 10.1016/j.medcli.2013.05.034. [En línea]. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-clinica-2-articulo-frecuencia-cardiaca-reposo-enfermedad-cardiovascular-S0025>
- [12] MedlinePlus, “Pruebas de laboratorio – Pulsioximetría,” MedlinePlus, U.S. National Library of Medicine. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/pruebas-de-laboratorio/pulsioximetria/>.
- [13] Pan American Health Organization, “Health Services and Technical Cooperation – Report OPS/PAHO – Situation Report COVID-19 N°29 (Español),” OPS/PAHO, 2020. [En línea]. Disponible en: https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/52551/OPSHSSMTCOVID-19200029_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y.
- [14] MedlinePlus, “Estudios de laboratorio: Medición del pulso / Artículo 003090,” MedlinePlus, U.S. National Library of Medicine. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003090.htm>.
- [15] MSD Manuals, “Fiebre,” en *Manual MSD Profesional / Enfermedades Infecciosas / Biología de las enfermedades infecciosas / Fiebre*. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es/professional/enfermedades-infecciosas/biolog%C3%ADa-de-las-enfermedades-infecciosas/fiebre>.
- [16] Galatam, “¿Qué es la fotopletismografía?,” Galatam. [En línea]. Disponible en: <http://galatam.com/que-es-la-fotopletismografia/>.
- [17] Analog Devices / Maxim Integrated, “MAX30102: High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor Data Sheet,” Rev. 1, octubre 2018. [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max30102.pdf>.

- [18] Kookaberry Reference Guide, “MLX90614,” Read the Docs. [En línea]. Disponible en: <https://kookaberry-reference-guide.readthedocs.io/en/latest/mlx90614.html>.
- [19] Pololu Corporation, “Product 1061: MLX90614 Infrared Temperature Sensor Module,” Pololu Product Page. [En línea]. Disponible en: <https://www.pololu.com/product/1061>.
- [20] XJC Sensor, “Guide to Choosing the Right Sensor for Medical Robotics Applications,” XJCSensor. [En línea]. Disponible en: <https://www.xjcsensor.com/es/guide-to-choosing-the-right-sensor-for-medical-robotics-applications/>.
- [21] James Wilson, “ESP32 Pinout, Datasheet, Features & Applications,” The Engineering Projects, 16 dic. 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.theengineeringprojects.com/2020/12/esp32-pinout-datasheet-features-applications.html>.
- [22] Andrés Raúl Bruno Saravia, “ESP32 NODE MCU,” Manual, Microelectrónica Componentes SRL, 2019. [En línea]. Disponible en: https://www.microelectronicash.com/downloads/ESP32_MANUAL.pdf.
- [23] Josepena, “Guía sobre los Modos de suspensión del ESP32 y su Consumo de Energía,” MCI Electronics (cursos.mcielectronics.cl), 5 ago. 2024. [En línea]. Disponible en: <https://cursos.mcielectronics.cl/2024/08/05/guia-sobre-los-modos-de-sueno-del-esp32-y-su-consumo-de-energia/>.
- [24] Prometec, “Introducción al deep sleep con ESP32,” Prometec (entrada de blog / tutorial), publicación sin autor visible (sitio con copyright 2023). [En línea]. Disponible en: <https://www.prometec.net/esp32/introduccion/>.
- [25] J. Hertz, “ESP32 Vs Arduino: Why Choose One Over the Other in 2023,” Flux (blog), 23 ago. 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.flux.ai/p/blog/esp32-vs-arduino-why-choose-one-over-the-other-in-2023>.
- [26] Adrian, “ESP32 vs STM32: Which Will Dominate Embedded?,” AllElectroHub (AllPCB), 16 sept. 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.allpcb.com/allelectrohub/esp32-vs-stm32-which-will-dominate-embedded>.
- [27] Krzysztof Niedźwiedź, “STM32 vs ESP32: Choosing the Right Microcontroller for Your Project,” Blog de InTechHouse, 29 jul. 2025. [En línea]. Disponible en: <https://intechhouse.com/blog/stm32-vs-esp32-choosing-the-right-microcontroller-for-your-project/>.
- [28] Medel García, Juan Manuel, “Descripción de protocolos,” Proyecto de Fin de Carrera: Desarrollo de una plataforma de monitorización y control de un minirobot móvil basada en redes de sensores inalámbricos, Universidad de Sevilla, 2020. Capítulo 3: Descripción protocolos — I²C, SPI, etc., PDF. [En línea]. Disponible en: https://biblus.us.es/bibing/proyectos/abreproy/5009/fichero/3_Descripci%C3%B3nProtocolos.pdf.

- [29] Rubén Estrada Marmolejo, "I2C – Puerto, Introducción, trama y protocolo," HetPro-Store; 28 de octubre de 2017. [En línea]. Disponible en: <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/i2c/>.
- [30] Prometec, "El bus SPI," Prometec.net. Publicación sin fecha explícita visible, pero contenido actualizado muy recientemente (2021-2022). [En línea]. Disponible en: <https://www.prometec.net/bus-spi/>.
- [31] Altium, "SPI versus I2C: how to choose the best protocol for your memory chips," Altium Resources. Fecha estimada 2023 (basado en versiones visibles del sitio). [En línea]. Disponible en: <https://resources.altium.com/es/p/spi-versus-i2c-how-choose-best-protocol-your-memory-chips>.
- [32] Evision Webshop, "Protocolo I2C vs SPI: diferencias y similitudes," Blog Evision-Webshop. Fecha estimada 2024 (publicaciones recientes del blog). [En línea]. Disponible en: <https://evision-webshop.es/blog/protocolo-i2c-vs-spi-diferencias-y-similitudes>.
- [33] Haibao Energy, "Application of Lithium Batteries in Medical Devices," Haibao Energy (versión en español). [En línea]. Disponible en: <https://es.haibaoenergy.com/news/application-of-lithium-batteries-in-medical-de-81538727.html>.
- [34] Manly Battery, "Información completa sobre baterías de dispositivos médicos: estándares y fabricantes," Manly Battery. [En línea]. Disponible en: <https://manlybattery.com/es/informaci%C3%B3n-completa-sobre-bater%C3%ADas-de-dispositivos-m%C3%A9dicos-para-est%C3%A1ndares-y-fabricantes/>.
- [35] Luffi, "MT3608 Step-Up Power Module Datasheet," Components101. [En línea]. Disponible en: https://components101.com/sites/default/files/component_datasheet/MT3608-Step-Up-Power-Module-Datasheet.pdf.
- [36] SkyTech, "IP5310 Datasheet," SkyTech.ir. [En línea]. Disponible en: https://www.skytech.ir/Download/File/2381_IP5310.pdf.
- [37] ChipDip, "Datasheet (DOC002977110)," ChipDip Russia. [En línea]. Disponible en: <https://static.chipdip.ru/lib/977/DOC002977110.pdf>.
- [38] Large Battery, "Calculate Battery Run Time for Different Types," Large-Battery Blog, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.large-battery.com/es/blog/calculate-battery-run-time-different-types/>.
- [39] Cloudflare, "What is IoT security? | IoT device security," Cloudflare Learning Center, 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.cloudflare.com/es-es/learning/security/glossary/iot-security/>.
- [40] Lander Pérez, "Seguridad en IoT: Desafíos y Estrategias para Proteger Dispositivos Conectados," SEIDOR Blog, 19 feb. 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.seidor.com/es-cr/blog/seguridad-iot-desafios-estrategias>.

- [41] Dashlane, “Las prácticas de seguridad del Internet de las cosas (IoT) pueden evitar violaciones,” Dashlane Blog, 31 jul. 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.dashlane.com/es/blog/iot-security-breaches>.
- [42] Train With Dave OC, “Accuracy of SpO2 in Smartwatches vs Medical Devices,” Train With Dave blog, publicación reciente (2025). [En línea]. Disponible en: <https://www.trainwithdaveoc.com/accuracy-of-spo2-in-smartwatches-vs-medical-devices>.
- [43] Scribd, “Filtros digitales IIR y FIR,” Scribd, 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.scribd.com/document/438352233/Filtros-digitales-IIR-y-FIR>.
- [44] Alarcó Pérez, Jorge, “Medida del nivel de saturación de oxígeno en sangre: desarrollo de un pulsioxímetro de bajo coste y comparativa,” Proyecto de Fin de Carrera, Universidad Politécnica de Madrid, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://oa.upm.es/37288/>
- [45] Altium, “IPC-2221 Calculator for PCB Trace Current and Heating,” Altium Resources, publicado el 2.9 años atrás. [En línea]. Disponible en: <https://resources.altium.com/es/p/ipc-2221-calculator-pcb-trace-current-and-heating>.