



UNIVERSIDAD ESTATAL PENÍNSULA DE SANTA ELENA

FACSISTEL

INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR

**Desarrollo de un sistema de medición estimada de
hemoglobina mediante fotopletismografía basado en IoT
para fines didácticos**

Kevin Josué Tomalá Yance

Dirigido por:

Ing. Fernando Chamba Macas, Mgt.

La Libertad – 2026



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

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

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

Ing. Fernando Chamba Macas, Mgtr.
DOCENTE TUTOR

Ing. Edison Coral Salinas, Mgtr.
DOCENTE ESPECIALISTA

Ing. Luis Amaya Fariño, Mgtr.
DOCENTE GUÍA UIC

Ing. Corina Gonzabay De La A, Mgtr.
SECRETARIA



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

AUTORIZACIÓN

Yo, Tomalá Yance Kevin Josué

Autorizo a la Universidad Estatal Península de Santa Elena, para que haga de este trabajo de titulación o parte de él, un documento disponible para su lectura consulta y procesos de investigación, según las normas de la Institución.

Cedo los derechos en línea patrimoniales de artículo profesional de alto nivel con fines de difusión pública, además apruebo la reproducción de este artículo académico dentro de las regulaciones de la Universidad, siempre y cuando esta reproducción no suponga una ganancia económica y se realice respetando mis derechos de autor

Santa Elena, a los 04 días del mes de agosto del año 2026

EL AUTOR

Tomalá Yance Kevin Josué



UPSE

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

CERTIFICACIÓN

Certifico que luego de haber dirigido científica y técnicamente el desarrollo y estructura final del trabajo, este cumple y se ajusta a los estándares académicos, razón por el cual apruebo en todas sus partes el presente trabajo de titulación que fue realizado en su totalidad por **Tomalá Yance Kevin Josué**, como requerimiento para la obtención del título de Ingeniero en telecomunicaciones.

La Libertad, a los 04 días del mes de agosto del año 2026

TUTOR

Ing. Fernando Vinicio Chamba Macas, Mgtr.



UPSE

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

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, Tomalá Yance Kevin Josué

DECLARO QUE:

El trabajo de Titulación, **Desarrollo de un sistema de medición estimada de hemoglobina mediante fotopletismografía basado en IoT para fines didácticos** de un previo a la obtención del título en Ingeniero en Telecomunicaciones, ha sido desarrollado respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

La Libertad, a los 04 días del mes de agosto del año 2026

EL AUTOR

Tomalá Yance Kevin Josué



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

CERTIFICACIÓN DE ANTIPLAGIO

Certifico que después de revisar el documento final del trabajo de titulación denominado **Desarrollo de un sistema de medición estimada de hemoglobina mediante fotopletismografía basado en IoT para fines didácticos**, presentado por el estudiante, **Tomalá Yance Kevin Josué** fue enviado al Sistema Antiplagio, presentando un porcentaje de similitud correspondiente al 08%, por lo que se aprueba el trabajo para que continúe con el proceso de titulación.



Certificado de análisis

Compilatio: Magister • UPSE ECU

TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR_ TOMALÁ YANCE

(C:\Users\josecarlos\Documents\Trabajo de Integración Curricular\TOMALÁ YANCE.docx)

8

Textos sospechosos

Nombre del fichero: TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR_ TOMALÁ YANCE.docx

Tamaño del archivo original: 16,29 MB

Número de palabras: 25.903

Depositante: AMAYA FARINO LUIS MIGUEL

Fecha de depósito: 20 de agosto de 2026

Tipo de carga: interfase

Fecha de fin de análisis: 20 de agosto de 2026

TUTOR

Ing. Fernando Vinicio Chamba Macas, Mgtr.

AGRADECIMIENTO

Llegar hasta este momento representa mucho más que culminar una tesis; significa cerrar una etapa que estuvo llena de aprendizajes, desafíos, sacrificios y experiencias que marcaron profundamente mi vida.

Si tuviera que nombrar a cada persona que aportó algo a este camino, estas páginas no alcanzarían. Quienes me conocen y lleguen a leer estas líneas sabrán que también son parte de esta historia: algunos estuvieron presentes desde el inicio, otros llegaron con el tiempo, pero todos dejaron una huella con una palabra de aliento, un consejo o una enseñanza que contribuyó a mi crecimiento personal y académico.

Mi más profundo agradecimiento es para mi familia, por su amor, paciencia y apoyo incondicional durante todo este proceso. Gracias por creer en mí incluso cuando las metas parecían lejanas, por comprender los sacrificios que implicó este camino y por recordarme siempre que la constancia y el esfuerzo terminan dando sus frutos. Este logro también les pertenece.

Expreso un agradecimiento especial a mi tutor, el Ing. Fernando Chamba, por su orientación, compromiso y constante acompañamiento durante el desarrollo de este trabajo. Su experiencia, paciencia y disposición fueron fundamentales para alcanzar los objetivos planteados. De igual manera, agradezco al Ing. Edison Coral, especialista del proyecto, por compartir

sus conocimientos, observaciones y recomendaciones, las cuales contribuyeron significativamente a la calidad de este trabajo.

Cuando inicié este camino universitario no imaginaba todo lo que aprendería. Con el paso de los semestres comprendí que la ingeniería va mucho más allá de los cálculos, los circuitos o la tecnología: me enseñó disciplina, perseverancia y a continuar incluso cuando los resultados no eran los esperados. Hoy sé que la universidad no solo me preparó para ejercer una profesión, también me enseñó a valorar el esfuerzo detrás de cada logro. Al mirar atrás, reconozco cuánto he crecido, no solo como estudiante, sino como persona.

Finalizo esta sección agradeciendo a Dios, por darme la fortaleza, la salud y la oportunidad de llegar hasta este momento. Gracias por acompañarme en cada paso de este recorrido y por sostenerme en los momentos difíciles.

Hoy esta tesis lleva mi nombre, y aunque el esfuerzo y la dedicación fueron míos, sé que no habría sido posible sin las enseñanzas, el apoyo y los consejos de quienes me acompañaron en el camino.

Kevin Josué Tomalá Yance

DEDICATORIA

Dedico el presente trabajo de titulación, en primer lugar, a mis padres, Elena Yance y Carlos Tomalá, por ser el ejemplo de esfuerzo, dedicación y perseverancia que ha guiado mi vida. Cada sacrificio realizado, cada consejo y la confianza que depositaron en mí incluso cuando el camino parecía difícil, hicieron posible este logro. Todo lo que hoy he alcanzado también es el resultado de todo lo que ustedes hicieron por mí.

A mi hermana, Andrea Tomalá, la persona más cercana a mí, por formar parte de mi vida y acompañarme durante esta etapa. Siempre que necesité ayuda, ahí estuvo, sin dudarlo. Su apoyo nunca ha faltado, y por eso también dedico este logro a ella.

Finalmente, quiero dedicar unas líneas muy especiales a Dussu.

Muchos podrían verla simplemente como una gata, pero para mí fue mucho más que una mascota. Durante estos años de universidad estuvo presente en incontables noches de estudio, mientras me preparaba para exámenes, lecciones, desarrollaba proyectos o escribía esta tesis. Siempre encontraba un lugar a mi lado, sobre mis piernas o junto al computador, acompañándome de la única manera en que ella sabe hacerlo.

En los momentos de mayor cansancio, cuando las horas parecían no alcanzar y las madrugadas se hacían cada vez más largas, su compañía convirtió el silencio en tranquilidad. Quizá nunca llegue a comprender qué significa una tesis o todo el

esfuerzo que implicó realizarla, pero estuvo presente durante todo el camino.

No escribió ni una sola línea de esta tesis, pero sí me acompañó durante cada página de este documento. Y por eso, esta dedicatoria también es para ella.

Kevin Josué Tomalá Yance

RESUMEN

La hemoglobina es un parámetro relevante para evaluar el estado fisiológico de una persona; sin embargo, su determinación convencional requiere métodos invasivos basados en el análisis de muestras sanguíneas. En este contexto, el presente trabajo tuvo como objetivo diseñar e implementar un sistema biomédico de bajo costo para la estimación didáctica de la concentración de hemoglobina mediante señales fotopletismográficas (PPG) e integración con tecnologías de Internet de las Cosas (IoT).

El prototipo se desarrolló con una placa LilyGO TTGO T-Display ESP32 y el sensor óptico MAX30102 para adquirir señales PPG correspondientes a las componentes ópticas roja (RED) e infrarroja (IR). Posteriormente, las señales fueron filtradas y procesadas mediante un modelo de estimación basado en la absorción óptica diferencial para obtener una estimación referencial de la concentración de hemoglobina. Los resultados se visualizaron en la pantalla TFT integrada y, cuando existe conexión a Internet, se transmitieron a la plataforma ThingSpeak para su monitoreo remoto.

La validación se realizó mediante pruebas de repetibilidad y la comparación de las estimaciones con rangos fisiológicos reportados para la población adulta. Los resultados mostraron un comportamiento estable y valores coherentes con dichos rangos, respaldando el uso del prototipo como herramienta didáctica para la enseñanza de instrumentación biomédica, procesamiento digital de señales y sistemas embebidos.

Palabras clave: hemoglobina, fotopletismografía, PPG, MAX30102, ESP32, Internet de las Cosas, IoT, instrumentación biomédica.

ABSTRACT

Hemoglobin is a relevant parameter for assessing a person's physiological status; however, its conventional determination requires invasive methods based on the analysis of blood samples. In this context, the objective of this study was to design and implement a low-cost biomedical system for the educational estimation of hemoglobin concentration using photoplethysmographic (PPG) signals and integration with Internet of Things (IoT) technologies.

The prototype was developed using a LilyGO TTGO T-Display ESP32 board and the MAX30102 optical sensor to acquire PPG signals from the red (RED) and infrared (IR) light components. Subsequently, the signals were filtered and processed using an estimation model based on differential optical absorption to obtain a reference estimate of hemoglobin concentration. The results were displayed on the integrated TFT screen and, when an Internet connection was available, transmitted to the ThingSpeak platform for remote monitoring.

Validation was performed through repeatability tests and comparison of the estimates with physiological ranges reported for the adult population. The results showed stable behavior and values consistent with these ranges, supporting the use of the prototype as an educational tool for teaching biomedical instrumentation, digital signal processing, and embedded systems.

Keywords: hemoglobin, photoplethysmography, PPG, MAX30102, ESP32, Internet of Things, IoT, biomedical instrumentation.

ÍNDICE GENERAL

CAPÍTULO I	24
1. EL PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN	24
1.1 Antecedentes	24
1.2 Descripción del problema	25
1.3 Formulación del problema	27
1.4 Sistematización y delimitación del problema	28
1.5 Descripción del proyecto	29
1.6 Objetivos	30
1.6.1 Objetivo general	30
1.6.2 Objetivos específicos	31
1.7 Justificación	31
1.8 Alcance del proyecto	33
1.9 Metodología	34
1.9.1 Investigación descriptiva	34
1.9.2 Investigación documental	34
1.9.3 Investigación aplicada	35
CAPÍTULO II	39
2. MARCO TEÓRICO DE LA PROPUESTA	39
2.1 Fundamentación teórica	39

2.2 Conceptos básicos de hemoglobina	40
2.3 Principios de la fotopletismografía (PPG)	41
2.3.1 Modelo de estimación de hemoglobina basado en absorción óptica diferencial	43
2.4 Procesamiento de la señal PPG	45
2.5 Modelo de estimación didáctica de hemoglobina basado en RED/IR	46
2.6 Métodos de estimación y medición de hemoglobina	46
2.6.1 Métodos invasivos	48
2.6.2 Métodos mínimamente invasivos	48
2.6.3 Métodos no invasivos	49
2.7 Tecnologías de medición no invasivas.....	50
2.7.1 Componentes de un sistema PPG	51
2.7.2 Aplicaciones y ventajas del método PPG	52
2.8 Introducción a IoT y telecomunicaciones.....	53
2.8.1 Conceptos y definiciones de IoT	53
2.8.2 Arquitectura de redes IoT	54
2.8.3 Aplicaciones educativas IoT en ingeniería biomédica.....	54
2.9 Protocolos y estándares de comunicación	55
2.10 Aplicaciones de IoT en salud	57
2.10.1 Aplicaciones representativas.....	57

2.11 Ventajas y desafíos en la salud.....	58
2.11.1 Ventajas	59
2.11.2 Desafíos	60
2.12 Módulos de comunicación	61
2.12.1 Bluetooth	62
2.12.2 WiFi	62
2.12.3 Integración de tecnologías	63
2.13 Análisis de datos en la estimación de hemoglobina	63
2.13.1 Técnicas de procesamiento de señales.....	64
2.13.2 Transformada rápida de Fourier (FFT)	65
2.13.3 Algoritmos de procesamiento para estimación didáctica	65
2.13.4 Modelo matemático de estimación didáctica de hemoglobina	67
2.14 Estudios y prototipos previos	68
2.14.1 Dispositivos existentes	68
2.14.2 Aplicaciones académicas de prototipos no invasivos	70
2.15 Innovaciones en la estimación no invasiva de hemoglobina	71
2.16 Impacto educativo del uso de dispositivos biomédicos simulados	72
2.17 Consideraciones éticas en el uso de dispositivos biomédicos en la educación	74
CAPÍTULO III.....	77
3. DESARROLLO DE LA PROPUESTA.....	77

3.1 Componentes de la propuesta	77
3.1.1 Componentes físicos.....	77
3.1.2 Microcontrolador	77
3.1.3 LilyGO TTGO T-Display ESP32	78
3.1.4 Sensores ópticos	81
3.1.5 Sensor MAX30102	81
3.1.6 Justificación del uso del sensor MAX30102 para la estimación didáctica de hemoglobina	83
3.1.7 Sistema de alimentación	85
3.1.8 Batería recargable Li-Po	85
3.1.9 Módulo indicador de carga	86
3.1.10 Conector USB.....	87
3.2 Implementación del prototipo	88
3.2.1 Placa de circuito impreso (PCB)	89
3.2.2 Componentes lógicos.....	91
3.2.3 Herramientas de desarrollo utilizadas.....	92
3.2.4 Entorno de programación	92
3.2.5 Arduino IDE	92
3.2.6 Configuración del entorno de desarrollo	93
3.2.7 Librerías utilizadas	94

3.2.8 Arquitectura del software.....	95
3.2.9 Funciones principales del programa	96
3.2.10 Plataforma ThingSpeak	98
3.2.11 Arquitectura de la plataforma	100
3.2.12 Organización mediante canales (Channels).....	100
3.2.13 Comunicación mediante API	102
3.2.14 Visualización y análisis de datos	103
3.2.15 Integración con el sistema propuesto.....	104
3.2.16 Ventajas y limitaciones	104
3.3 Interfaz web para la configuración de la conexión a internet.....	105
3.3.1 Funcionamiento del servidor web.....	105
3.3.2 Estructura de la interfaz web	107
3.3.3 Implementación de la interfaz	109
3.3.4 Reconfiguración mediante botón físico	109
3.3.5 Justificación de la implementación.....	111
3.4 Integración del prototipo desarrollado.....	112
3.4.1 Diseño físico del prototipo	113
CAPÍTULO IV	115
4. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	115
4.1 Validación del sistema	115

4.1.1 Validación funcional del hardware	115
4.1.2 Eficiencia energética (duración de la batería)	117
4.1.3 Validación del software embebido.....	117
4.1.4 Validación de la conectividad IoT	119
4.1.5 Validación de la adquisición de señales fotopletimográficas.....	123
4.1.6 Coherencia con rangos fisiológicos	124
4.1.7 Resultados experimentales del sistema propuesto.....	126
4.1.8 Análisis de repetibilidad y estabilidad	127
4.1.9 Análisis del uso de un dispositivo comercial como referencia	130
4.2 Discusión de resultados	133
4.3 Limitaciones del sistema	135
4.4 Cumplimiento de los objetivos del proyecto	136
CONCLUSIONES.....	138
RECOMENDACIONES	139
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	141
ANEXOS	143
<i>Código fuente del sistema desarrollado</i>	<i>143</i>
<i>Creación y pruebas del prototipo</i>	<i>152</i>

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Sistematización de la metodología	35
Figura 2. Topología del sistema	37
Figura 3. Diagrama de flujo del funcionamiento	38
Figura 4. Relación de luz RED e IR en el sistema de fotopletismografía	45
Figura 5. Clasificación de los métodos de medición y estimación de hemoglobina	47
Figura 6. Arquitectura básica del sistema IoT para la transmisión de datos biomédicos	57
Figura 7. Proceso de acondicionamiento y análisis de la señal PPG	64
Figura 8. LilyGO TTGO T-Display ESP32	78
Figura 9. Especificación de pines del microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32	80
Figura 10. Sensor óptico MAX30102	83
Figura 11. Batería recargable Li-Po	86
Figura 12. Módulo indicador de carga	87
Figura 13. Conector USB tipo C	87
Figura 14. Vista de la placa PCB diseñada para el prototipo IoT	90
Figura 15. Placa maquinada lista para agregar componentes	91
Figura 16. Entorno Arduino IDE	93
Figura 17. Entorno de desarrollo Arduino IDE utilizado para la programación del sistema	94
Figura 18. Arquitectura funcional implementada en el software desarrollado	96
Figura 19. Plataforma ThingSpeak	99
Figura 20. Canal realizado en ThingSpeak	101
Figura 21. Interfaz del canal	101

Figura 22. Diagrama del flujo de envío y almacenamiento de datos del sistema mediante la API de ThingSpeak	102
Figura 23. Diagrama de funcionamiento del servidor web y transición entre los modos AP y STA	106
Figura 24. Interfaz web desarrollada para la configuración de la red inalámbrica y visualización remota de las variables del sistema	108
Figura 25. Diagrama del proceso de restablecimiento de credenciales mediante el botón físico	110
Figura 26. Prototipo ensamblado en la placa PCB	112
Figura 27. Diseño tridimensional de la carcasa desarrollada para el prototipo	113
Figura 28. Prototipo ensamblado con la carcasa implementada	114
Figura 29. Interfaz web utilizada para la configuración de la red inalámbrica y la visualización remota de las variables del sistema	121
Figura 30. Canal implementado en la plataforma ThingSpeak para el almacenamiento y monitoreo de los datos transmitidos por el dispositivo	122
Figura 31. Visualización de las componentes ópticas IR y RED obtenidas por el sistema durante una medición	124
Figura 32. Promedio de hemoglobina estimada para cada participante durante las pruebas experimentales	129
Figura 33. Oxímetro comercial (WLX-503) utilizado como referencia experimental	131

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Componentes frecuenciales típicas de la señal PPG (referencia teórica)	37
Tabla 2. Áreas clave de la ingeniería en la formación práctica.....	39
Tabla 3. Rangos y condiciones de la hemoglobina	41
Tabla 4. Componentes frecuenciales típicas de la señal PPG (referencia teórica)	45
Tabla 5. Técnicas ópticas de medición no invasiva	51
Tabla 6. Comparación entre tipos de dispositivos de medición de hemoglobina	69
Tabla 7. Especificaciones técnicas del microcontrolador	79
Tabla 8. Características técnicas del sensor óptico MAX30102	83
Tabla 9. Librerías utilizadas en el entorno de desarrollo Arduino IDE	94
Tabla 10. Resultados de validación del sistema.....	116
Tabla 11. Consumo energético estimado por componente del prototipo	117
Tabla 12. Resultados de la validación funcional del software embebido	119
Tabla 13. Resultados de la validación de la conectividad IoT	122
Tabla 14. Validación de la adquisición de señales fotopletismográficas	124
Tabla 15. Rangos fisiológicos de hemoglobina según edad y sexo	126
Tabla 16. Resultados de pruebas de repetibilidad del sistema	126
Tabla 17. Análisis estadístico descriptivo de las mediciones obtenidas por el sistema	128
Tabla 18. Comparación entre dispositivo comercial y prototipo propuesto	132
Tabla 19. Cumplimiento de los objetivos específicos del proyecto.....	136

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Ley de Beer–Lambert [18].....	42
Ecuación 2. Modelo didáctico de estimación de hemoglobina basado en la relación entre las intensidades de las señales RED e IR.....	43
Ecuación 3. Transformada discreta de Fourier [20].....	65
Ecuación 4. Modelo matemático de estimación didáctica de hemoglobina [19].....	67
Ecuación 5. Eficiencia energética [28]	117

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ABREVIATURA	SIGNIFICADO
ADC	Analog-to-Digital Converter (Convertidor Analógico-Digital)
BLE	Bluetooth Low Energy
ESP32	Espressif System 32-bit Microcontroller
Hb	Hemoglobina
HTTP	HyperText Transfer Protocol
IoT	Internet of Things
IR	Infrared (Infrarrojo)
LED	Light Emitting Diode
MAX30102	Sensor óptico para fotopletismografía y oximetría
OLED	Organic Light Emitting Diode
PCB	Printed Circuit Board (Placa de Circuito Impreso)

ABREVIATURA	SIGNIFICADO
PPG	Photoplethysmography (Fotopletismografía)
RED	Red Light (Luz Roja)
SpO ₂	Peripheral Oxygen Saturation (Saturación Periférica de Oxígeno)
TFT	Thin Film Transistor
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
USB	Universal Serial Bus
WiFi	Wireless Fidelity
WHO	World Health Organization (Organización Mundial de la Salud)

CAPÍTULO I

1. EL PROBLEMA DE LA INVESTIGACIÓN

Desarrollo de un sistema de medición estimada de hemoglobina mediante fotoplethysmografía basado en IoT para fines didácticos.

1.1 Antecedentes

El desarrollo de técnicas no invasivas para la estimación de parámetros sanguíneos ha despertado un creciente interés en los ámbitos biomédico y educativo, impulsado por los avances en sensores ópticos y en las tecnologías de Internet de las Cosas (IoT). En este contexto, la fotoplethysmografía (PPG) se ha posicionado como una técnica óptica ampliamente utilizada para registrar las variaciones del volumen sanguíneo mediante el análisis de la interacción entre la luz y el tejido biológico. Gracias a estas características, la PPG permite obtener información relacionada con variables fisiológicas como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno y, mediante modelos de estimación, parámetros asociados a la concentración de hemoglobina. [1], [2], [3]

La literatura científica presenta diversas investigaciones enfocadas en el aprovechamiento de señales PPG para la estimación de parámetros fisiológicos. Li et al. [4] presentaron un sistema de medición no invasiva de hemoglobina basado en fotoplethysmografía de cuatro longitudes de onda, evidenciando el potencial de las técnicas ópticas para la estimación de este parámetro. MathWorks [5] presenta ThingSpeak como una plataforma IoT orientada al almacenamiento, visualización y análisis de datos en la nube. De manera similar, Rosas Maeba [6] desarrolló un sistema IoT orientado a la estimación no invasiva de glucosa con fines educativos, resaltando el

potencial de estas tecnologías para fortalecer los procesos de enseñanza en ingeniería. Este tipo de propuestas demuestra que la integración de dispositivos inteligentes, sensores y plataformas de comunicación constituye una estrategia efectiva para apoyar el aprendizaje de conceptos relacionados con la instrumentación biomédica y las telecomunicaciones.

Los resultados obtenidos en estas investigaciones evidencian que la integración de la fotopletimografía con tecnologías IoT constituye una alternativa de bajo costo para la adquisición, transmisión y análisis de señales fisiológicas. Estas características favorecen especialmente su utilización en escenarios educativos, donde los estudiantes pueden comprender de manera práctica el funcionamiento de sistemas biomédicos sin recurrir a procedimientos invasivos. En este sentido, plataformas como ThingSpeak facilitan el almacenamiento, la visualización y el monitoreo remoto de los datos generados por los dispositivos conectados. [5]

En este contexto, la propuesta planteada se orienta al desarrollo de un sistema basado en fotopletimografía para la estimación didáctica de la hemoglobina mediante tecnologías IoT, permitiendo la adquisición y procesamiento de señales ópticas sin necesidad de procedimientos invasivos, y contribuyendo al aprendizaje práctico en el área de la instrumentación biomédica.[7], [8], [9], [10]

1.2 Descripción del problema

En el ámbito educativo de la ingeniería, especialmente en las áreas de instrumentación y telecomunicaciones, es fundamental que los estudiantes comprendan los principios de adquisición, procesamiento y transmisión de señales fisiológicas. Sin embargo, muchos de los equipos biomédicos utilizados para la enseñanza presentan limitaciones importantes, como su alto costo, complejidad operativa y carácter invasivo, lo que dificulta su implementación en laboratorios académicos y restringe las oportunidades de experimentación práctica.[7], [11]

La determinación de la hemoglobina es un proceso fundamental para comprender la fisiología sanguínea y los mecanismos de transporte de oxígeno en el cuerpo humano. No obstante, los métodos tradicionales requieren la extracción de sangre y el uso de equipos especializados de laboratorio, lo que los hace poco adecuados para entornos educativos. Esta situación limita la posibilidad de que los estudiantes interactúen directamente con señales fisiológicas y comprendan su comportamiento en tiempo real.[11], [12]

Con el avance de las tecnologías digitales, los sensores ópticos y las plataformas IoT (Internet de las Cosas) ofrecen nuevas alternativas para el desarrollo de sistemas educativos accesibles, seguros y funcionales. En particular, la fotoplethysmografía (PPG) hace posible obtener señales relacionadas con el volumen sanguíneo mediante el uso de luz, facilitando la estimación indirecta de parámetros fisiológicos a partir del análisis de señales ópticas.[8], [10], [13]

Sin embargo, en los entornos académicos aún existe una carencia de prototipos IoT con fines didácticos que permitan a los estudiantes interactuar con señales fisiológicas reales y analizar su comportamiento desde la perspectiva de la instrumentación y las telecomunicaciones. Esta limitación reduce la integración práctica de conocimientos y dificulta el aprendizaje aplicado en áreas relacionadas con la adquisición y procesamiento de señales biomédicas.

En este contexto, surge la necesidad de desarrollar un sistema basado en fotoplethysmografía (PPG) que permita la estimación didáctica de la hemoglobina mediante el uso de señales ópticas en longitudes de onda roja (RED) e infrarroja (IR), integrando tecnologías IoT para la transmisión y visualización de los datos en tiempo real.[1], [2]

El desarrollo de este sistema contribuye al fortalecimiento de las competencias técnicas de los estudiantes, proporcionando una herramienta educativa de bajo costo, no invasiva y adaptable

a distintos entornos académicos, orientada al aprendizaje práctico de la instrumentación biomédica.[5]

1.3 Formulación del problema

A partir del análisis del contexto educativo y tecnológico actual, se identifica la falta de herramientas didácticas accesibles que permitan a los estudiantes de ingeniería comprender de manera práctica los principios de adquisición, procesamiento y transmisión de señales biomédicas. Aunque existen equipos clínicos avanzados para la determinación de hemoglobina, su costo elevado, complejidad y carácter invasivo los hacen poco adecuados para entornos de aprendizaje.[7], [11]

Ante esta situación, surge la necesidad de desarrollar un prototipo que integre tecnologías de fotoplethysmografía e IoT, capaz de adquirir señales ópticas reales y aplicar un modelo de estimación didáctica de hemoglobina basado en la relación entre señales en el espectro rojo (RED) e infrarrojo (IR), sin requerir procedimientos invasivos.[1], [2], [8]

En este contexto, la pregunta central que orienta la investigación es:

¿Cómo desarrollar un sistema basado en IoT mediante fotoplethysmografía que permita la estimación didáctica de la hemoglobina, facilitando la adquisición, procesamiento y visualización de señales fisiológicas en tiempo real en entornos de ingeniería?

De esta pregunta principal se derivan las siguientes interrogantes específicas:

¿Qué características técnicas deben considerarse en la selección de los componentes electrónicos, como el sensor PPG y el microcontrolador, para garantizar compatibilidad, funcionalidad y bajo costo?

¿Qué arquitectura de hardware y software resulta más adecuada para la adquisición, procesamiento y transmisión de las señales ópticas utilizadas en la estimación de hemoglobina?

¿Cómo integrar una plataforma IoT para la visualización de los datos en tiempo real con fines educativos?

¿De qué manera el prototipo propuesto contribuye al aprendizaje práctico de conceptos de instrumentación biomédica y telecomunicaciones en estudiantes de ingeniería?

1.4 Sistematización y delimitación del problema

El proyecto se enfoca en el diseño y desarrollo de un prototipo educativo para la estimación no invasiva de hemoglobina, empleando fotoplethysmografía y tecnología IoT, orientado a fines didácticos en entornos académicos de ingeniería, particularmente en las áreas de instrumentación y telecomunicaciones. [5]

Los principales parámetros que delimitan el alcance del proyecto son:

- Integración IoT: Se implementó conectividad mediante WiFi para el envío de datos hacia plataformas en la nube, como ThingSpeak, permitiendo la visualización remota y en tiempo real de los valores estimados de hemoglobina.
- Procesamiento de señales PPG: Se empleó un sensor óptico de bajo costo (MAX30102) para la adquisición de señales fotoplethysmográficas en longitudes de onda roja (RED) e infrarroja (IR). A partir de estas señales se aplicará un modelo de estimación didáctica basado en la relación entre ambas componentes.[14]
- Diseño electrónico y portabilidad: Se desarrolló el diseño del sistema electrónico, incluyendo la implementación en placa de circuito impreso (PCB), con el fin de

optimizar su tamaño, facilitar su uso en entornos académicos y reforzar el aprendizaje en instrumentación biomédica.

- Adquisición y transmisión de datos: El sistema utilizará un microcontrolador ESP32 para la adquisición, procesamiento básico y transmisión de los datos, integrando hardware y comunicación IoT en una misma plataforma.[8]
- Pruebas funcionales: Se realizaron pruebas en entornos académicos controlados para verificar la funcionalidad del sistema, la estabilidad de la transmisión y la coherencia de los valores estimados con rangos fisiológicos reportados en la literatura. No se realizarán pruebas clínicas ni médicas.[10]

El proyecto se delimita exclusivamente al diseño, implementación y evaluación didáctica de un prototipo para la estimación de hemoglobina en el contexto de la enseñanza de ingeniería. Quedan excluidas las aplicaciones clínicas, diagnósticos médicos o calibraciones certificadas.

1.5 Descripción del proyecto

La propuesta desarrollada consiste en el diseño e implementación de un sistema biomédico de bajo costo orientado a la estimación didáctica de niveles de hemoglobina mediante el análisis de señales fotopletismográficas (PPG). El sistema utiliza un sensor óptico tipo MAX30102, el cual emite luz en longitudes de onda roja e infrarroja para capturar variaciones en el volumen sanguíneo a nivel periférico.[1], [2], [3], [14]

A partir de estas señales, se realiza un procesamiento digital que incluye filtrado y acondicionamiento de la señal, con el objetivo de obtener valores estables de las componentes RED e IR. Posteriormente, se aplica un modelo simplificado basado en la relación entre estas

señales, permitiendo generar una estimación no invasiva de la hemoglobina con fines didácticos.[1], [2]

El sistema es controlado mediante un microcontrolador ESP32, encargado de la adquisición de datos, procesamiento en tiempo real y visualización de resultados a través de una interfaz local. Adicionalmente, los datos pueden ser transmitidos a una plataforma IoT para su almacenamiento y visualización remota en tiempo real.[5], [8], [10]

Es importante destacar que el sistema propuesto no constituye un dispositivo médico ni realiza mediciones clínicas directas de hemoglobina, sino que representa una herramienta didáctica orientada a la comprensión de principios bioópticos y procesamiento de señales biomédicas. En este sentido, los valores obtenidos corresponden a una estimación basada en un modelo simplificado y se ajustan a rangos fisiológicos reportados en la literatura, con el fin de mantener coherencia con parámetros reales.[7], [11]

Este proyecto integra conocimientos de electrónica, procesamiento digital de señales y sistemas embebidos, y proporciona una plataforma educativa para el estudio de tecnologías biomédicas no invasivas.

1.6 Objetivos

1.6.1 Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema biomédico de bajo costo para la estimación didáctica de niveles de hemoglobina mediante el análisis de señales fotopletimográficas (PPG) e integración con tecnologías IoT.

1.6.2 Objetivos específicos

- Implementar un sistema de adquisición y procesamiento de señales fotopletimográficas (PPG) utilizando el sensor óptico MAX30102, aplicando técnicas de acondicionamiento y filtrado para obtener información estable y representativa.
- Implementar un modelo de estimación didáctica de la concentración de hemoglobina basado en el análisis de las componentes ópticas roja (RED) e infrarroja (IR), integrándolo en un sistema embebido con visualización local de los resultados.
- Implementar un sistema de conectividad IoT que permita la configuración inalámbrica del dispositivo, la transmisión remota de la información y el monitoreo de las variables obtenidas mediante una plataforma en la nube.

1.7 Justificación

La determinación de la hemoglobina es fundamental para comprender la fisiología sanguínea y su relación con el transporte de oxígeno en el cuerpo humano. Sin embargo, los métodos tradicionales requieren procedimientos invasivos basados en la extracción de sangre, lo que limita su aplicación en entornos educativos por motivos de seguridad, logística y costos.[11], [12]

Frente a esta situación, el uso de sensores ópticos basados en fotopletimografía, como el MAX30102, hace posible obtener señales fisiológicas relacionadas con el comportamiento del flujo sanguíneo de manera no invasiva. A partir de estas señales, es posible aplicar modelos

simplificados que permitan estimar parámetros asociados a la hemoglobina con fines didácticos.[1], [2], [14]

El presente proyecto propone la implementación de un sistema IoT de bajo costo que integra la adquisición de señales PPG, su procesamiento y la estimación de hemoglobina mediante un modelo basado en la relación entre señales de luz roja (RED) e infrarroja (IR). Este enfoque posibilita demostrar de manera práctica los principios de la absorción óptica diferencial y su aplicación en la instrumentación biomédica.[8], [10]

Es importante destacar que el sistema no tiene fines clínicos ni diagnósticos, sino que constituye una herramienta educativa orientada a la comprensión de conceptos de procesamiento de señales, sistemas embebidos y telecomunicaciones aplicadas al ámbito biomédico.[11]

Por otra parte, las investigaciones revisadas en el área se enfocan principalmente en aplicaciones clínicas o en el uso de múltiples longitudes de onda y algoritmos complejos, lo que resalta la importancia de desarrollar soluciones simplificadas y accesibles con fines formativos. En este sentido, el proyecto aporta una alternativa replicable, de bajo costo y fácil implementación en entornos académicos. [2], [3]

Entre las principales contribuciones del proyecto se destacan:

- Optimización del aprendizaje: permite a los estudiantes interactuar con señales fisiológicas reales y comprender su procesamiento mediante un sistema funcional. [7]
- Accesibilidad tecnológica: ofrece una solución económica frente a equipos biomédicos especializados. [11]

- Integración interdisciplinaria: combina conocimientos de electrónica, procesamiento de señales e IoT en un entorno educativo aplicado. [8]

1.8 Alcance del proyecto

El presente trabajo comprende el diseño, desarrollo y evaluación de un prototipo con tecnología IoT destinado a la estimación didáctica de la concentración de hemoglobina mediante señales fotopletimográficas en un entorno académico controlado. La investigación se desarrolla en el ámbito de las telecomunicaciones y la instrumentación biomédica, centrándose en la adquisición, el procesamiento y la transmisión inalámbrica de información. [8], [10], [14]

Las actividades contempladas incluyen:

- Integración del sensor PPG (MAX30102) con un microcontrolador ESP32 para la adquisición de señales ópticas en longitudes de onda roja (RED) e infrarroja (IR). [14]
- Implementación de un sistema de procesamiento básico para el acondicionamiento de la señal y la obtención de datos estables.
- Desarrollo de un modelo de estimación didáctica de hemoglobina basado en la relación entre las señales RED e IR.
- Implementación de un sistema de transmisión de datos mediante WiFi hacia una plataforma IoT para su visualización en tiempo real. [1]

El sistema desarrollado tiene un propósito exclusivamente académico y experimental; por tanto, no constituye un dispositivo de diagnóstico médico ni reemplaza procedimientos clínicos para la determinación de hemoglobina. La investigación se enfoca en validar el funcionamiento

del prototipo desde una perspectiva tecnológica, considerando las etapas de adquisición, procesamiento y visualización de las señales obtenidas.

Por lo tanto, este trabajo pretende evidenciar la factibilidad de implementar una solución IoT de bajo costo como recurso didáctico para fortalecer la enseñanza de conceptos relacionados con la instrumentación biomédica, el procesamiento digital de señales y las telecomunicaciones aplicadas. [11]

1.9 Metodología

La metodología del proyecto se fundamenta en un enfoque mixto, que combina investigación descriptiva, documental y aplicada, permitiendo abordar tanto la base teórica como el desarrollo experimental de un prototipo IoT con fines educativos.

1.9.1 Investigación descriptiva

Se describen las características técnicas del prototipo IoT para la estimación didáctica de hemoglobina mediante fotoplethysmografía, detallando los componentes principales: sensor óptico MAX30102, microcontrolador ESP32, módulo de comunicación WiFi y plataforma de visualización ThingSpeak. [5], [8], [14]

Incluso, se caracterizaron las condiciones del entorno académico de pruebas, permitiendo analizar el comportamiento del sistema en un contexto controlado y educativo.

1.9.2 Investigación documental

Se realizó una revisión bibliográfica en fuentes académicas nacionales e internacionales (artículos científicos, tesis, repositorios digitales y manuales técnicos) sobre métodos no invasivos basados en fotoplethysmografía, técnicas de procesamiento de señales biomédicas e integración con tecnologías IoT. [1], [2], [3]

Esta revisión permitió establecer el fundamento teórico del uso de señales ópticas (RED e IR) y su relación con modelos de estimación de parámetros fisiológicos.

1.9.3 Investigación aplicada

El proyecto tiene un carácter aplicado, ya que se desarrolló un prototipo funcional orientado a fines educativos. Las fases del desarrollo son las siguientes:

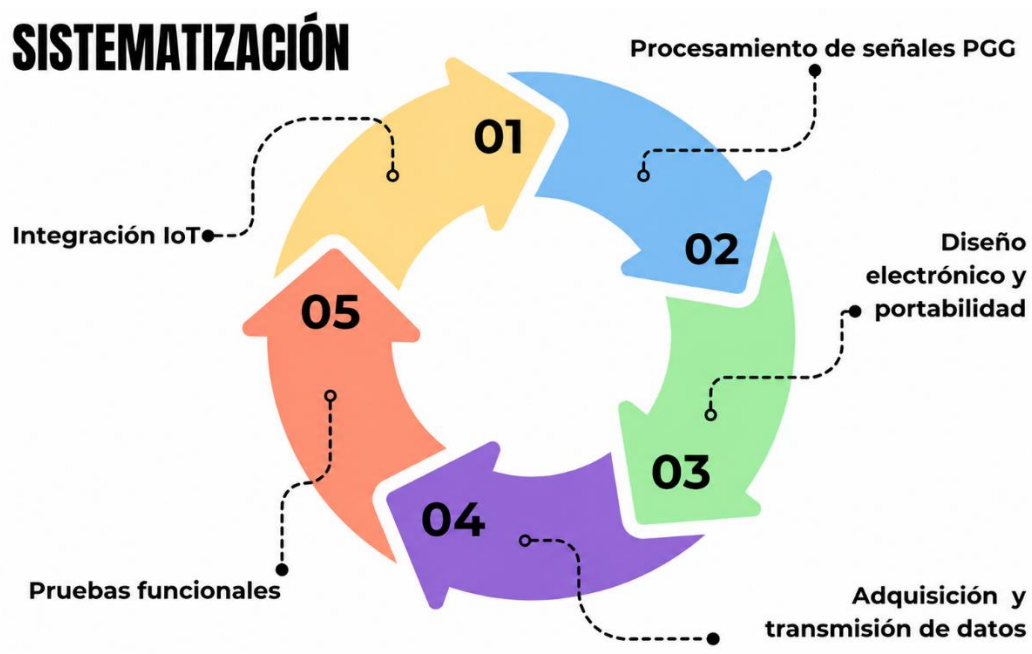


Figura 1. Sistematización de la metodología

Diseño del prototipo: Selección de los componentes principales (sensor MAX30102 y microcontrolador ESP32) y definición de la arquitectura del sistema para la adquisición, procesamiento y transmisión de datos. [14]

Procesamiento de señales: La señal PPG adquirida presenta componentes de ruido, interferencias y variaciones no deseadas. Por ello, se aplica un filtrado digital mediante suavizado

exponencial con el propósito de reducir las variaciones de alta frecuencia y estabilizar las señales PPG adquiridas.

Modelo de estimación: Las señales correspondientes a las componentes de luz roja (RED) e infrarroja (IR), una vez acondicionadas mediante el proceso de filtrado, son utilizadas como entrada de un modelo simplificado fundamentado en la relación entre ambas componentes ópticas. Este procedimiento permite obtener una estimación didáctica de la concentración de hemoglobina. [2]

Pruebas de funcionalidad: Para verificar el desempeño del prototipo, se realizaron ensayos en un entorno académico controlado, orientados a evaluar los siguientes aspectos:

- funcionamiento del proceso de adquisición de señales PPG;
- estabilidad operativa del sistema durante su funcionamiento;
- transmisión inalámbrica de la información mediante tecnologías IoT;
- correspondencia de las estimaciones obtenidas con los rangos fisiológicos reportados en la literatura científica.

Las pruebas efectuadas tuvieron un propósito exclusivamente académico y experimental, por lo que los resultados obtenidos no deben interpretarse como mediciones con fines clínicos o de diagnóstico.

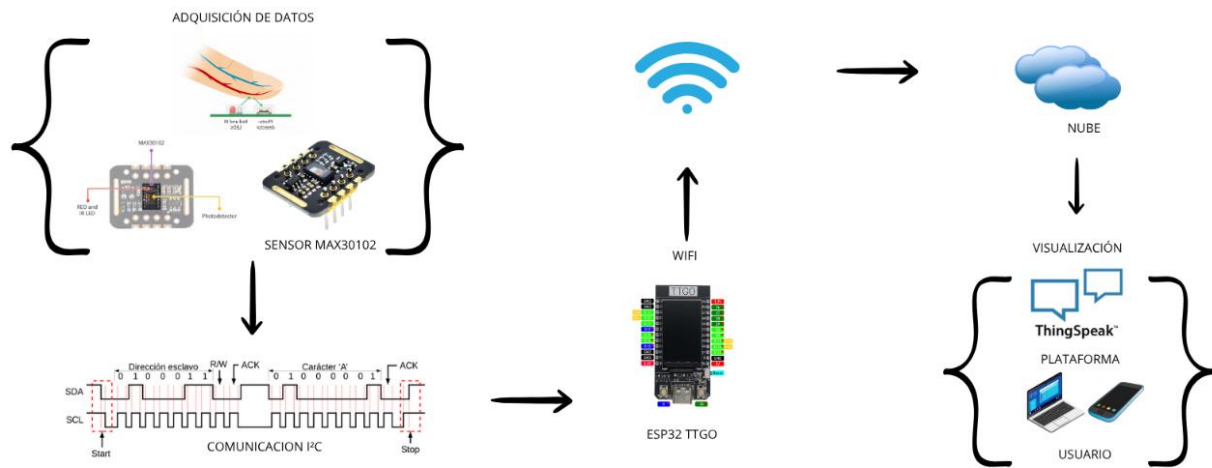


Figura 2. Topología del sistema

La señal PPG está compuesta por muchas frecuencias (ruido, movimiento, DC, etc.). El objetivo del filtro es aislar la parte fisiológicamente significativa (los pulsos cardíacos).

Tabla 1.
Componentes frecuenciales típicas de la señal PPG (referencia teórica)

Tipo de componente	Frecuencia típica	Significado
Ruido de baja frecuencia (movimientos, componente DC)	$< 0.5 \text{ Hz}$	No útil $\rightarrow$ se elimina
Señal cardíaca (pulso)	$0.8 - 3 \text{ Hz}$ ($\approx 48-180 \text{ BPM}$)	Información útil $\rightarrow$ se conserva
Ruido de alta frecuencia	$> 5 \text{ Hz}$	No útil $\rightarrow$ se elimina

La señal PPG registrada puede ser almacenada en la nube mediante la plataforma ThingSpeak para su visualización y análisis. Posteriormente, se aplica un filtro digital suavizado tipo pasa-bajas (low-pass) con el fin de reducir el ruido de alta frecuencia y estabilizar la señal PPG adquirida. [5]



Figura 3. Diagrama de flujo del funcionamiento

A partir de la señal filtrada en las componentes de luz roja (RED) e infrarroja (IR), se aplica un modelo basado en su relación para obtener una estimación didáctica de la hemoglobina, permitiendo analizar el comportamiento de la señal en un entorno educativo. [1], [2]

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO DE LA PROPUESTA

2.1 Fundamentación teórica

Este capítulo presenta los fundamentos teóricos necesarios para comprender el desarrollo de un sistema de estimación didáctica de hemoglobina basado en fotoplethysmografía (PPG) e Internet de las Cosas (IoT). Se abordan conceptos clave relacionados con la hemoglobina, los principios de la fotoplethysmografía, la adquisición y procesamiento de señales biomédicas y el uso de tecnologías IoT aplicadas a la instrumentación. [1], [2], [8]

El objetivo es proporcionar una base teórica que sustente el diseño del prototipo, permitiendo comprender cómo las señales ópticas pueden ser utilizadas para representar de forma indirecta parámetros fisiológicos en un entorno educativo. [1], [3]

Tabla 2.
Áreas clave de la ingeniería en la formación práctica

Área	Concepto aplicado	Aprendizaje esperado
Instrumentación biomédica	Captura y acondicionamiento de señales biológicas	Comprender cómo los sensores ópticos transforman fenómenos fisiológicos en señales eléctricas
Procesamiento de señales	Filtrado digital y acondicionamiento de la señal PPG	Analizar y mejorar la calidad de señales biomédicas reales
Telecomunicaciones / IoT	Transmisión inalámbrica y visualización en la nube	Diseñar una arquitectura IoT funcional y educativa

Desde una perspectiva formativa, este tipo de sistemas integra diversas áreas de la ingeniería, facilitando el aprendizaje práctico en instrumentación biomédica y telecomunicaciones. [7], [11]

2.2 Conceptos básicos de hemoglobina

La hemoglobina es una proteína compleja contenida en los glóbulos rojos cuya función principal es el transporte de oxígeno (O_2) desde los pulmones hacia los tejidos del cuerpo, así como el retorno del dióxido de carbono (CO_2) hacia los pulmones para su eliminación. Está compuesta por cuatro subunidades de globina, cada una con un grupo hemo que contiene un átomo de hierro (Fe^{2+}), el cual se une de forma reversible al oxígeno, permitiendo su transporte eficiente a través del torrente sanguíneo. [15]

Los niveles normales de hemoglobina varían según el sexo, la edad y el estado fisiológico. En adultos, el rango de referencia se sitúa aproximadamente entre 12 a 17 g/dL en hombres y 12 a 15 g/dL en mujeres. Valores inferiores pueden indicar anemia, mientras que concentraciones elevadas pueden estar asociadas a condiciones como policitemia o deshidratación. [11], [12]

Tradicionalmente, la medición de la hemoglobina se realiza mediante métodos invasivos que requieren una muestra de sangre. Sin embargo, en el ámbito de la instrumentación biomédica, las técnicas ópticas como la fotoplethysmografía posibilitan analizar la interacción de la luz con el tejido sanguíneo, lo cual puede ser utilizado para desarrollar modelos de estimación indirecta de parámetros fisiológicos. [1], [2]

Es importante destacar que la PPG no mide directamente la hemoglobina, sino que captura variaciones en la absorción de la luz asociadas al volumen sanguíneo y a las propiedades ópticas

de la sangre. A partir de estas señales, es posible aplicar modelos matemáticos simplificados que permitan representar de manera didáctica el comportamiento de la hemoglobina.

Tabla 3.
Rangos y condiciones de la hemoglobina

Condición	Descripción	Implicaciones
Hemoglobina baja (anemia)	Disminución de la concentración de hemoglobina en sangre	Puede provocar fatiga, debilidad y menor capacidad de transporte de oxígeno
Hemoglobina normal	Niveles dentro de rangos fisiológicos establecidos	Indica adecuado transporte de oxígeno en el organismo
Hemoglobina alta (policitemia)	Aumento de la concentración de hemoglobina	Puede aumentar la viscosidad sanguínea y el riesgo cardiovascular

Desde una perspectiva educativa, el estudio de la hemoglobina resulta relevante en el ámbito de la instrumentación biomédica, ya que integra principios de óptica, bioingeniería y telecomunicaciones, permitiendo comprender la relación entre fenómenos fisiológicos y señales obtenidas mediante sensores. [15]

2.3 Principios de la fotoplethismografía (PPG)

La fotoplethismografía (PPG) corresponde a un método óptico de carácter no invasivo empleado para registrar las variaciones del volumen sanguíneo presentes en el tejido biológico. Su funcionamiento consiste en iluminar la zona de interés mediante diodos emisores de luz y analizar, con ayuda de un fotodetector, los cambios en la intensidad de la radiación reflejada o transmitida, los cuales dependen del comportamiento dinámico del flujo sanguíneo durante el ciclo cardíaco. [1], [3]

El funcionamiento de la PPG se fundamenta en el hecho de que la sangre absorbe la luz de manera diferente dependiendo de sus características y composición. Durante el ciclo cardíaco, el

volumen de sangre en los vasos cambia, generando una señal pulsátil que puede ser capturada por el sensor. [1]

En sistemas modernos, como el sensor MAX30102, se emplean dos longitudes de onda principales: luz roja (RED) e infrarroja (IR). Estas longitudes de onda presentan distinta interacción con el tejido sanguíneo, lo que hace posible analizar diferencias en la absorción de la luz.[14]

La señal PPG obtenida contiene tanto una componente continua (DC), asociada a tejidos y sangre estática, como una componente alterna (AC), relacionada con las variaciones pulsátiles del flujo sanguíneo. Para su correcta interpretación, es necesario aplicar técnicas de filtrado que permitan mejorar la calidad de la señal. [16]

PPG de transmisión, donde la luz atraviesa el tejido (como el dedo o el lóbulo de la oreja). [17]

PPG de reflexión, donde la luz se refleja parcialmente en el tejido y retorna al sensor, siendo útil para zonas como la muñeca o el antebrazo.

La relación entre la intensidad de luz absorbida y la concentración de hemoglobina puede expresarse mediante la Ley de Beer–Lambert, formulada como:

$$A = \epsilon lc$$

Ecuación 1. Ley de Beer–Lambert [18]

Donde:

A: absorbancia,

ϵ : coeficiente de extinción molar,

l: longitud del trayecto óptico,

c: concentración de hemoglobina.

Esta ley establece la relación entre la absorción de la luz y las propiedades ópticas del medio, incluyendo la concentración de componentes como la hemoglobina. [18] En el contexto de la fotoplethysmografía, este principio permite comprender cómo las variaciones en la absorción de la luz están asociadas al comportamiento del flujo sanguíneo, sirviendo como base para el desarrollo de modelos de estimación indirecta en aplicaciones educativas. [16], [17]

2.3.1 Modelo de estimación de hemoglobina basado en absorción óptica diferencial

A partir del principio de absorción óptica descrito por la ley de Beer–Lambert, es posible analizar el comportamiento de la luz en diferentes longitudes de onda al interactuar con el tejido biológico. En sistemas basados en fotoplethysmografía, como el sensor MAX30102, se emplean comúnmente señales en el espectro rojo (RED) e infrarrojo (IR). [1], [14], [17]

Estas longitudes de onda presentan diferentes niveles de absorción en función de las propiedades ópticas de la sangre, lo que hace posible establecer relaciones entre las señales captadas por el sensor.

En el presente proyecto, se propone un modelo didáctico de estimación de hemoglobina basado en la relación entre las intensidades de las señales RED e IR, expresado de forma general como:

$$Hb_{estimada} = \frac{RED}{IR}$$

Ecuación 2. Modelo didáctico de estimación de hemoglobina basado en la relación entre las intensidades de las señales RED e IR

Este enfoque no corresponde a una medición clínica directa, sino a una aproximación basada en el análisis relativo de la absorción de luz en el tejido. La relación entre ambas señales hace posible observar variaciones en la respuesta óptica del sistema, las cuales pueden asociarse de manera indirecta con cambios en la concentración de hemoglobina. [19]

Es importante destacar que este modelo tiene un carácter educativo y simplificado, y su propósito es demostrar la aplicabilidad de técnicas de procesamiento de señales y principios de absorción óptica en la estimación de parámetros biomédicos, sin pretender sustituir métodos clínicos tradicionales.

Este tipo de enfoque se basa en principios similares a los utilizados en dispositivos comerciales como los oxímetros de pulso, donde se emplea la relación entre señales en diferentes longitudes de onda para estimar parámetros fisiológicos a partir de la absorción óptica diferencial.

En dichos sistemas, la información no se obtiene de manera directa, sino mediante relaciones matemáticas entre señales ópticas que reflejan el comportamiento de los componentes sanguíneos. Siguiendo este principio, la relación entre las señales RED e IR posibilita construir un modelo simplificado que captura variaciones en la respuesta óptica del tejido, las cuales pueden asociarse indirectamente con la concentración de hemoglobina.

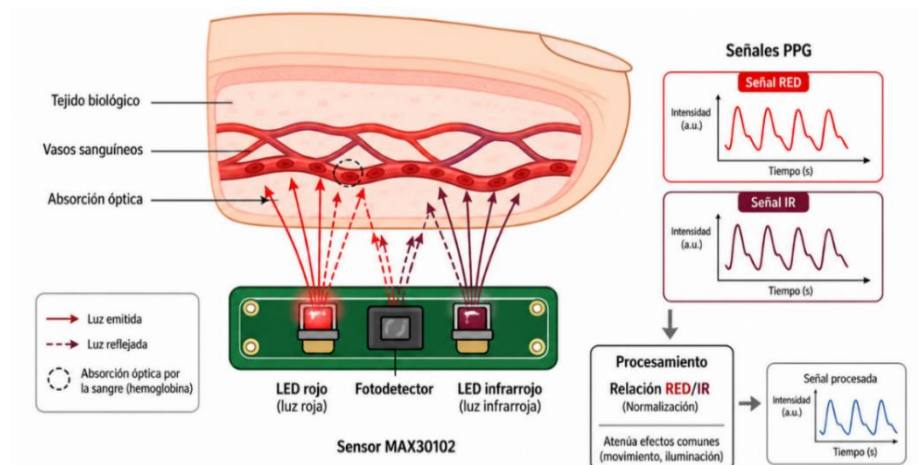


Figura 4. Relación de luz RED e IR en el sistema de fotoplethysmografía

Por tanto, el modelo propuesto no surge de forma arbitraria, sino que se fundamenta en metodologías ampliamente utilizadas en instrumentación biomédica basada en fotoplethysmografía. [1], [16], [17], [19]

2.4 Procesamiento de la señal PPG

La calidad de la señal fotoplethysmográfica (PPG) obtenida por el sensor óptico puede deteriorarse debido a distintos factores, entre ellos el movimiento del usuario, las variaciones en la presión ejercida sobre el sensor y las interferencias provenientes del entorno. Estas perturbaciones hacen necesaria la incorporación de técnicas de procesamiento digital que contribuyan a estabilizar la señal y mejorar las condiciones para su análisis. [1], [2]

Como parte del desarrollo de este proyecto, se empleó un filtro digital simplificado de tipo pasa-bajas con la finalidad de atenuar las componentes de alta frecuencia asociadas al ruido. De esta manera, se obtuvo una señal más uniforme, favoreciendo la representación de las variaciones del volumen sanguíneo captadas durante la adquisición.

*Tabla 4.
Componentes frecuenciales típicas de la señal PPG (referencia teórica)*

Tipo de componente	Frecuencia típica	Significado
Ruido de baja frecuencia (movimientos, componente DC)	< 0.5 Hz	No útil → asociado a variaciones lentas
Señal cardíaca (pulso)	0.8 – 3 Hz ($\approx$ 48–180 BPM)	Información fisiológica relevante
Ruido de alta frecuencia	> 5 Hz	No útil → asociado a interferencias

La información presentada en la tabla corresponde a una referencia teórica de las componentes frecuenciales presentes en la señal PPG. En este proyecto, debido a su enfoque didáctico, se emplea un suavizado exponencial para reducir las variaciones rápidas y estabilizar la

señal PPG. Este procesamiento no corresponde a un filtrado espectral completo, sino a una etapa simplificada de acondicionamiento implementada directamente en el microcontrolador.

2.5 Modelo de estimación didáctica de hemoglobina basado en RED/IR

En sistemas basados en fotoplethismografía, el uso de múltiples longitudes de onda permite analizar la absorción diferencial de la luz en el tejido. En este proyecto se emplean dos señales principales: luz roja (RED) e infrarroja (IR), las cuales presentan distinta interacción con la sangre debido a sus propiedades ópticas. [1], [2], [3]

A partir de estas señales, se define un modelo simplificado basado en la relación entre ambas componentes, el cual hace posible generar una estimación didáctica de la hemoglobina. Este enfoque se fundamenta en el principio de absorción óptica diferencial, donde cambios en la intensidad relativa de las señales RED e IR pueden asociarse de forma indirecta con variaciones en la composición sanguínea. [1], [16], [20]

El modelo implementado no representa una medición clínica ni directa de hemoglobina, sino una aproximación educativa que hace posible analizar el comportamiento de las señales y su relación con parámetros fisiológicos. De esta manera, el sistema facilita la comprensión de conceptos de instrumentación biomédica y procesamiento de señales, sin requerir equipos médicos especializados. [7], [11]

2.6 Métodos de estimación y medición de hemoglobina

La concentración de hemoglobina es un indicador relevante para el estudio de las condiciones fisiológicas del organismo, ya que influye directamente en el transporte de oxígeno a través del sistema circulatorio. Debido a su importancia, se han desarrollado diversas técnicas

destinadas a su medición o estimación. Estas técnicas suelen organizarse en tres categorías principales: invasivas, mínimamente invasivas y no invasivas. [11], [12]

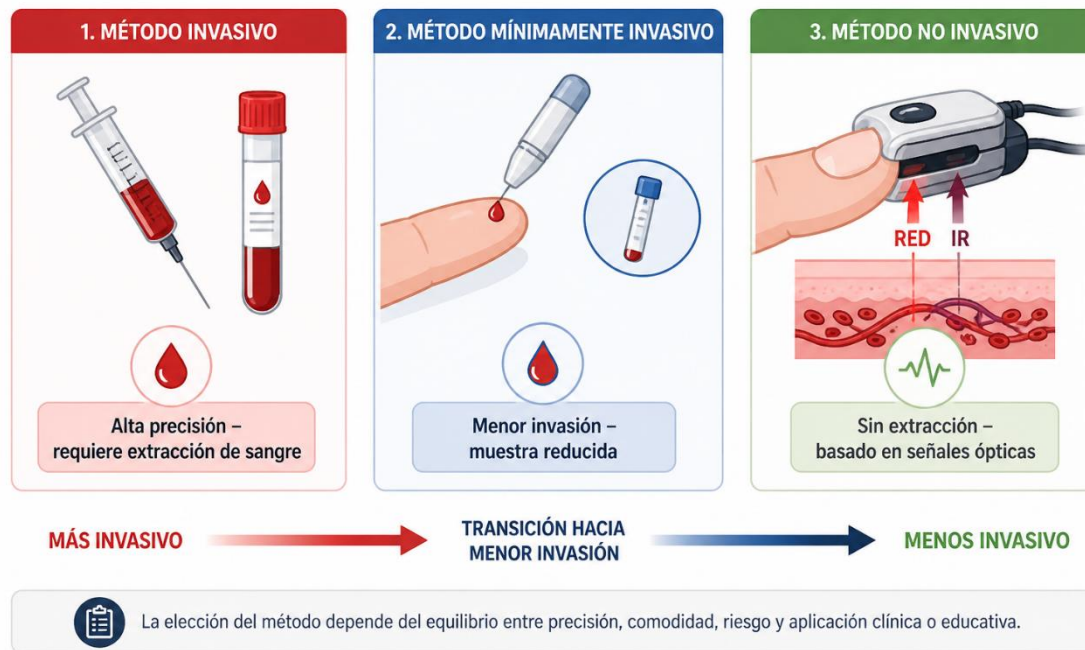


Figura 5. Clasificación de los métodos de medición y estimación de hemoglobina

La Figura 5 presenta una clasificación de los principales métodos utilizados para medir o estimar biomarcadores, mostrando la transición desde procedimientos invasivos hacia alternativas no invasivas. En términos generales, mientras menor es el grado de intervención sobre el paciente, menor es la necesidad de obtener muestras de sangre y mayor es la comodidad durante el procedimiento. No obstante, el nivel de precisión alcanzado depende de la tecnología empleada en cada método.

2.6.1 Métodos invasivos

Los métodos invasivos se caracterizan por requerir la obtención de una muestra de sangre, ya sea mediante punción venosa o capilar, para posteriormente determinar la concentración de hemoglobina a través de análisis de laboratorio basados en técnicas químicas o espectrofotométricas. [11], [15]

Debido a su elevado nivel de exactitud, estas metodologías son ampliamente reconocidas por organismos internacionales como el procedimiento de referencia para la determinación de hemoglobina. Sin embargo, su aplicación implica ciertas desventajas, entre ellas la incomodidad asociada a la extracción sanguínea, la necesidad de contar con personal especializado y la dificultad para realizar un monitoreo continuo, aspectos que limitan su utilización en entornos académicos y con fines didácticos. [1], [2], [3]

2.6.2 Métodos mínimamente invasivos

Los métodos mínimamente invasivos constituyen una alternativa intermedia entre los procedimientos invasivos convencionales y las técnicas completamente no invasivas. Estos métodos requieren algún grado de intervención sobre el organismo, aunque buscan reducir la cantidad de muestra necesaria o la incomodidad asociada al procedimiento. [1], [2], [19]

En el caso de la determinación de hemoglobina, este tipo de métodos puede emplear procedimientos que requieren una pequeña muestra de sangre para realizar posteriormente el análisis correspondiente. Aunque presentan un menor grado de intervención en comparación con los métodos invasivos convencionales, continúan dependiendo de la obtención de una muestra biológica. [16], [17]

La principal ventaja de estos métodos radica en la reducción de la cantidad de muestra requerida y, en determinados casos, en una menor incomodidad para el paciente. Sin embargo, al requerir algún tipo de intervención o contacto directo con una muestra biológica, no permiten realizar una medición completamente continua y libre de procedimientos invasivos. [3], [13], [21]

Por lo tanto, los métodos mínimamente invasivos se diferencian de las técnicas no invasivas, las cuales permiten obtener información fisiológica sin realizar extracción de sangre. Estas últimas incluyen técnicas ópticas como la fotoplethysmografía (PPG), abordadas en el siguiente apartado. [1], [2], [19]

2.6.3 Métodos no invasivos

Los métodos no invasivos permiten estimar la concentración de hemoglobina sin necesidad de extracción de sangre, empleando técnicas ópticas basadas en espectroscopia y fotoplethysmografía. Estas metodologías analizan la absorción y reflexión de la luz en diferentes longitudes de onda, correlacionándolas con la cantidad de hemoglobina oxigenada y desoxigenada en el tejido.

De acuerdo con la Sociedad Internacional de Bioinstrumentación, estos sistemas ofrecen mediciones continuas, seguras y libres de dolor, lo que los hace ideales para aplicaciones educativas, de investigación o monitoreo preventivo. No obstante, su exactitud puede verse afectada por factores externos como el tipo de piel, el movimiento o la iluminación ambiental. [1], [10], [21]

En el contexto del presente proyecto, el método adoptado es no invasivo, utilizando la técnica de fotoplethysmografía como base para el diseño de un prototipo didáctico IoT, orientado a

la enseñanza de principios de instrumentación y procesamiento de señales biomédicas en entornos de ingeniería. [8], [19]

2.7 Tecnologías de medición no invasivas

El avance de las tecnologías orientadas a la medición no invasiva ha favorecido el desarrollo de sistemas capaces de obtener información fisiológica sin recurrir a procedimientos que impliquen la extracción de sangre. Esta característica ha impulsado su utilización en ámbitos como la investigación, el monitoreo continuo y las aplicaciones con fines educativos. [11], [19], [22]

Dentro de estas alternativas, las técnicas ópticas ocupan un papel destacado al aprovechar la interacción entre la radiación luminosa y los tejidos biológicos para obtener información de interés fisiológico. Entre ellas, la fotoplethysmografía se ha convertido en una de las soluciones más empleadas gracias a su implementación sencilla, su bajo costo y su capacidad para registrar las variaciones del volumen sanguíneo de forma no invasiva. [1], [16], [17]

El principio de funcionamiento de la PPG consiste en iluminar el tejido mediante fuentes de luz y analizar la intensidad de la radiación reflejada o transmitida, cuya variación está relacionada con los cambios producidos por el flujo sanguíneo durante el ciclo cardíaco. A partir de esta señal es posible obtener parámetros fisiológicos, como la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno. [1], [2], [3]

Sin embargo, aunque estas técnicas permiten estudiar las propiedades ópticas de la sangre, la concentración de hemoglobina no se determina de forma directa. Para aproximar este parámetro es necesario emplear modelos matemáticos que interpreten las variaciones observadas en las señales ópticas obtenidas por el sistema.

Tabla 5.
Técnicas ópticas de medición no invasiva

Técnica	Principio	Aplicaciones	Ventajas	Limitaciones
PPG	Cambios en la absorción de luz por variaciones del volumen sanguíneo	Frecuencia cardíaca, SpO ₂	Bajo costo, portátil, no invasivo	Sensible al movimiento y condiciones externas
NIRS	Absorción diferencial de luz infrarroja en el tejido	Oxigenación cerebral y muscular	Permite análisis más profundo	Mayor complejidad y costo
Termografía IR	Radiación térmica del cuerpo	Detección de temperatura	Sin contacto	Baja relación directa con parámetros sanguíneos

Aunque tanto la fotopletimografía como la espectroscopía en el infrarrojo cercano (NIRS) son técnicas ópticas, presentan diferencias importantes en su funcionamiento. [19], [21]

La PPG se enfoca en detectar variaciones en el volumen sanguíneo a través de cambios en la intensidad de la luz absorbida o reflejada durante el ciclo cardíaco, generando una señal pulsátil. En contraste, la técnica NIRS analiza la absorción de múltiples longitudes de onda para estimar cambios en la composición química de la sangre, como la proporción de hemoglobina oxigenada y desoxigenada. [1], [19], [22]

En el contexto de este proyecto, se selecciona la fotopletimografía debido a su simplicidad, accesibilidad y compatibilidad con sistemas embebidos de bajo costo, lo que la convierte en una herramienta adecuada para el desarrollo de un prototipo didáctico basado en IoT. [8]

2.7.1 Componentes de un sistema PPG

Un sistema fotopletimográfico típico está compuesto por los siguientes elementos:

- Fuente de luz (LEDs): emiten longitudes de onda específicas, generalmente en los rangos rojo (≈ 660 nm) e infrarrojo (≈ 940 nm), las cuales presentan diferente interacción con el tejido sanguíneo.
- Fotodetector: capta la luz reflejada o transmitida y la convierte en una señal eléctrica proporcional a la intensidad luminosa recibida.
- Etapa de acondicionamiento: filtra y estabiliza la señal adquirida, reduciendo el ruido y permitiendo resaltar las variaciones asociadas al pulso sanguíneo.
- Procesamiento digital: permite analizar la señal PPG para obtener parámetros fisiológicos como la frecuencia cardíaca o la saturación de oxígeno. En el contexto del presente proyecto, esta etapa se utiliza para desarrollar una estimación didáctica de hemoglobina, basada en la relación entre las señales de luz roja (RED) e infrarroja (IR).

2.7.2 Aplicaciones y ventajas del método PPG

La fotopletoismografía se emplea ampliamente en dispositivos biomédicos como monitores de frecuencia cardíaca y oxímetros de pulso. En el ámbito educativo, su implementación permite comprender de manera práctica conceptos relacionados con adquisición de señales, procesamiento digital y sistemas embebidos.

Entre sus principales ventajas destacan:

- Técnica no invasiva y segura, al no requerir extracción de sangre.
- Bajo costo y facilidad de integración con microcontroladores como el ESP32.
- Capacidad de medición continua en tiempo real, ideal para aplicaciones didácticas.

No obstante, la PPG presenta limitaciones, como la sensibilidad al movimiento, cambios de temperatura y variaciones en las propiedades ópticas del tejido. A pesar de ello, mediante el uso de técnicas de procesamiento digital de señales, es posible mejorar la estabilidad de la señal y adaptarla a entornos educativos y experimentales.

2.8 Introducción a IoT y telecomunicaciones

El Internet de las Cosas (IoT, *Internet of Things*) representa un paradigma tecnológico que posibilita la comunicación entre dispositivos físicos mediante redes de datos. Estos dispositivos incorporan sensores, sistemas embebidos y módulos de comunicación que les permiten recopilar información del entorno, procesarla y transmitirla hacia otras plataformas para su almacenamiento, análisis o visualización. Gracias a esta integración, es posible establecer una conexión continua entre el mundo físico y los servicios digitales, favoreciendo el intercambio de información en tiempo real.

2.8.1 Conceptos y definiciones de IoT

El concepto de Internet de las Cosas hace referencia a un ecosistema conformado por dispositivos inteligentes capaces de intercambiar información a través de Internet sin requerir una intervención constante del usuario. La combinación de sensores, microcontroladores y tecnologías de comunicación permite automatizar procesos, supervisar variables de interés y facilitar el acceso remoto a los datos generados.

En aplicaciones biomédicas, el IoT contribuye a la adquisición y transferencia de información fisiológica hacia plataformas de monitoreo, posibilitando su consulta desde diferentes ubicaciones. En el caso del presente proyecto, la información transmitida corresponde a señales previamente procesadas y a estimaciones obtenidas mediante un modelo matemático, por lo que no debe interpretarse como una medición clínica directa de la concentración de hemoglobina.

2.8.2 Arquitectura de redes IoT

El funcionamiento de un sistema IoT puede describirse mediante una arquitectura organizada en varias capas, donde cada una desempeña una función específica dentro del flujo de información:

Capa de percepción: corresponde al nivel encargado de captar variables físicas mediante sensores. En este proyecto, el sensor PPG registra las variaciones ópticas producidas por el flujo sanguíneo.

Capa de comunicación: se ocupa del transporte de la información desde el dispositivo hacia otros sistemas utilizando tecnologías inalámbricas, como la conexión WiFi implementada mediante el microcontrolador ESP32.

Capa de procesamiento: recibe los datos provenientes de los dispositivos, ejecuta tareas de almacenamiento y análisis, y permite su gestión en plataformas locales o servicios en la nube, como ThingSpeak.

Capa de aplicación: proporciona la interfaz mediante la cual el usuario consulta e interpreta la información procesada, facilitando la visualización de los resultados en tiempo real.

2.8.3 Aplicaciones educativas IoT en ingeniería biomédica

La incorporación de tecnologías IoT en el ámbito educativo ha favorecido el desarrollo de plataformas didácticas que integran adquisición de datos, procesamiento digital y comunicación inalámbrica dentro de un mismo sistema. Esto permite que los estudiantes interactúen con dispositivos reales y comprendan el funcionamiento de soluciones tecnológicas utilizadas en ingeniería biomédica.

En el prototipo desarrollado, el sensor fotopletimográfico MAX30102 obtiene las señales ópticas correspondientes a las componentes RED e IR, las cuales son procesadas por el microcontrolador ESP32 para generar una estimación didáctica de la hemoglobina. Cuando el sistema dispone de conexión a Internet, los resultados pueden enviarse a la plataforma ThingSpeak para su almacenamiento y consulta remota.

La integración de estos elementos proporciona un entorno de aprendizaje práctico en el que es posible relacionar conceptos de adquisición de señales biomédicas, procesamiento digital, comunicaciones inalámbricas e Internet de las Cosas, fortaleciendo la formación de los estudiantes en áreas de instrumentación y telecomunicaciones aplicadas a la ingeniería biomédica.

2.9 Protocolos y estándares de comunicación

La comunicación entre los diferentes componentes de un sistema IoT depende del uso de protocolos que establecen las reglas para el intercambio de información. Estos estándares garantizan que los dispositivos, microcontroladores y plataformas de almacenamiento puedan comunicarse de forma compatible, asegurando una transmisión eficiente y confiable de los datos.

En aplicaciones biomédicas con fines educativos, los protocolos de comunicación permiten enviar la información generada por los sensores o los resultados obtenidos durante el procesamiento hacia servidores locales o servicios en la nube. De esta manera, los datos pueden consultarse y analizarse de forma remota prácticamente en tiempo real.

Entre los protocolos de comunicación más empleados en soluciones IoT se encuentran los siguientes:

- MQTT (Message Queuing Telemetry Transport):

Es un protocolo de mensajería diseñado para aplicaciones que requieren un bajo consumo de ancho de banda y recursos de procesamiento. Su funcionamiento se basa en el modelo publicador–suscriptor, mediante el cual los dispositivos envían información a un intermediario (*broker*), encargado de distribuir los mensajes a los clientes suscritos. Gracias a estas características, MQTT es ampliamente utilizado en sistemas de monitoreo y supervisión remota.

- CoAP (Constrained Application Protocol):

Este protocolo fue desarrollado para dispositivos con capacidades limitadas de memoria, procesamiento y consumo energético. Su diseño sigue los principios de la arquitectura REST y emplea el protocolo UDP para el intercambio de información, permitiendo una comunicación ligera y adecuada para redes IoT con restricciones de recursos.

- HTTP/HTTPS:

Estos protocolos son utilizados de forma habitual para la comunicación entre dispositivos conectados a Internet y servidores web. En particular, HTTPS incorpora mecanismos de cifrado que protegen la información durante su transmisión, proporcionando un mayor nivel de seguridad. En el presente proyecto, este protocolo se emplea para enviar los datos procesados hacia la plataforma ThingSpeak, donde pueden almacenarse y visualizarse de manera remota.

2.10 Aplicaciones de IoT en salud

El Internet de las Cosas (IoT) ha impulsado el desarrollo de sistemas capaces de monitorear variables fisiológicas de forma remota mediante la integración de sensores, microcontroladores y plataformas en la nube.



Figura 6. Arquitectura básica del sistema IoT para la transmisión de datos biomédicos

En el ámbito de la educación, la incorporación de tecnologías IoT permite reproducir el funcionamiento de sistemas biomédicos utilizados en escenarios reales. Esto ofrece a los estudiantes la posibilidad de comprender, de forma práctica, las etapas involucradas en la adquisición de señales, su procesamiento digital y la posterior transmisión de la información a través de redes de comunicación.

2.10.1 Aplicaciones representativas

Entre las aplicaciones más comunes del Internet de las Cosas en el sector de la salud se pueden mencionar las siguientes:

- Monitoreo continuo de glucosa (CGM):

Emplea sensores especializados para medir los niveles de glucosa de manera permanente, enviando la información obtenida a dispositivos móviles o plataformas en la nube para facilitar su supervisión y seguimiento.

- Monitoreo de signos vitales:

La integración de sensores destinados a registrar variables fisiológicas, como la frecuencia cardíaca, la temperatura corporal y la saturación de oxígeno, hace posible el seguimiento remoto del estado del paciente. Este tipo de soluciones también resulta de gran utilidad en entornos de enseñanza e investigación.

- Sistemas fotoplethysmográficos integrados con IoT:

Sensores ópticos como el MAX30102 permiten capturar las componentes de luz roja (RED) e infrarroja (IR) generadas durante la adquisición de la señal PPG. Posteriormente, un microcontrolador como el ESP32 procesa esta información y puede transmitirla hacia plataformas IoT para su almacenamiento, visualización y análisis.

En el presente trabajo, las señales obtenidas mediante el sensor PPG constituyen la base para implementar un modelo didáctico de estimación de hemoglobina. La integración entre el procesamiento digital y la comunicación IoT permite que los estudiantes analicen de manera práctica la relación existente entre la adquisición de señales biomédicas, el tratamiento de los datos y su envío hacia una plataforma de monitoreo remoto.

2.11 Ventajas y desafíos en la salud

El desarrollo de sistemas IoT aplicados al monitoreo de señales biomédicas ha permitido crear herramientas accesibles y funcionales tanto para el ámbito clínico como educativo. En el

contexto didáctico, estas tecnologías facilitan la comprensión de procesos fisiológicos, la adquisición de señales ópticas y la transmisión de datos mediante redes inalámbricas.

En el presente proyecto, el sistema se orienta a la estimación didáctica de la hemoglobina a partir de señales fotopletimográficas (PPG), sin constituir un método clínico de medición directa.

2.11.1 Ventajas

- Monitorización continua y en tiempo real:

El sistema permite registrar y visualizar en tiempo real las variaciones de la señal fotopletimográfica (PPG), facilitando el análisis de señales ópticas y su relación con modelos de estimación de hemoglobina.

En el entorno educativo, esto permite a los estudiantes observar cómo los cambios fisiológicos se reflejan en la señal adquirida y en los datos procesados.

- Recurso didáctico para la enseñanza práctica:

El uso de tecnologías IoT junto con sensores PPG proporciona una herramienta accesible para comprender principios de instrumentación biomédica, procesamiento digital de señales y telecomunicaciones.

Esto refuerza el aprendizaje teórico mediante la experimentación con señales reales y su interpretación.

- Reducción de costos y facilidad de implementación:

A diferencia de los equipos clínicos tradicionales, los sistemas basados en microcontroladores como el ESP32 y sensores ópticos de bajo costo permiten desarrollar prototipos funcionales sin necesidad de equipamiento especializado. Esto facilita su implementación en entornos académicos y de investigación educativa.

- Acceso remoto y análisis de datos en la nube:

Gracias a la conectividad WiFi, los datos pueden ser transmitidos hacia plataformas como ThingSpeak o Node-RED, donde se visualizan de forma gráfica.

Esto permite el acceso remoto a la información y promueve la comprensión de arquitecturas IoT y comunicación entre dispositivos.

2.11.2 Desafíos

Precisión y validez del modelo de estimación:

La estimación de hemoglobina basada en señales ópticas depende de múltiples factores como la absorción de luz, las condiciones del tejido y el procesamiento aplicado.

Por ello, los resultados deben interpretarse como una aproximación didáctica y no como una medición clínica, siendo necesario el uso de referencias fisiológicas para validar su coherencia.

- Privacidad y seguridad de los datos:

Aunque el sistema tiene fines educativos, es importante considerar mecanismos de seguridad en la transmisión y almacenamiento de la información, especialmente cuando se utilizan plataformas en la nube.

- Interoperabilidad de plataformas IoT:

La integración entre hardware, software y servicios en la nube puede presentar desafíos de compatibilidad, por lo que es necesario asegurar una comunicación eficiente entre los diferentes componentes del sistema.

- Limitaciones de conectividad y entorno:

Factores como el movimiento, la iluminación externa o la calidad de la conexión WiFi pueden afectar la estabilidad de la señal y la transmisión de datos.

Por esta razón, el sistema debe operar en condiciones controladas para garantizar resultados consistentes en el contexto educativo.

2.12 Módulos de comunicación

Los módulos de comunicación constituyen un elemento esencial en los sistemas basados en IoT, ya que hacen posible la transmisión de datos desde los sensores hacia dispositivos de almacenamiento, procesamiento o visualización.

En el presente proyecto, estos módulos facilitan el envío de las señales adquiridas mediante fotopletismografía y los valores estimados de hemoglobina hacia una interfaz local o una plataforma en la nube para su análisis.

La correcta selección del método de comunicación garantiza un equilibrio entre consumo energético, alcance, velocidad de transmisión y facilidad de integración en entornos educativos.

2.12.1 Bluetooth

El módulo Bluetooth representa una solución eficiente para la transmisión inalámbrica de datos a corta distancia.

En aplicaciones IoT, especialmente mediante Bluetooth Low Energy (BLE), permite mantener una comunicación estable con bajo consumo energético, lo que resulta adecuado para dispositivos biomédicos portátiles.

En el contexto de sistemas PPG, Bluetooth puede emplearse para enviar datos hacia dispositivos móviles o computadoras para su visualización en tiempo real.

No obstante, en el presente proyecto esta tecnología no fue implementada, priorizándose el uso de conectividad WiFi para la transmisión hacia plataformas en la nube.

2.12.2 WiFi

El módulo WiFi ofrece mayor capacidad de transmisión y cobertura, permitiendo la conexión del sistema con redes locales y servicios en la nube.

En este proyecto, el sistema se basa en un microcontrolador ESP32 TTGO (LilyGO), el cual incorpora conectividad WiFi integrada, facilitando la transmisión de datos hacia plataformas IoT como ThingSpeak.

A través de esta tecnología, las señales PPG procesadas y los valores estimados de hemoglobina pueden ser enviados, almacenados y visualizados de forma remota en tiempo real.

En entornos educativos, la conectividad WiFi permite que múltiples usuarios accedan a la información simultáneamente, favoreciendo la comprensión de arquitecturas IoT aplicadas a la instrumentación biomédica.

2.12.3 Integración de tecnologías

En sistemas IoT más avanzados, es posible combinar múltiples tecnologías de comunicación, como Bluetooth y WiFi, para lograr mayor flexibilidad.

Sin embargo, en el presente proyecto se prioriza el uso de WiFi debido a su compatibilidad con plataformas en la nube y su capacidad para soportar visualización remota en tiempo real, lo cual resulta más adecuado para fines didácticos.

2.13 Análisis de datos en la estimación de hemoglobina

El análisis de datos es un proceso fundamental para transformar las señales obtenidas mediante sensores ópticos en información interpretable.

En este proyecto, las señales fotopletimográficas adquiridas por el sensor MAX30102 son procesadas mediante técnicas básicas de filtrado digital con el fin de mejorar su estabilidad y reducir el ruido presente en la medición.

Posteriormente, se aplica un modelo de estimación basado en la relación entre las componentes de luz roja (RED) e infrarroja (IR), lo que permite obtener una aproximación didáctica de los niveles de hemoglobina.

Este enfoque no representa una medición clínica directa, sino una interpretación basada en principios de absorción óptica diferencial, utilizada con fines educativos para comprender la relación entre señales ópticas y parámetros fisiológicos.

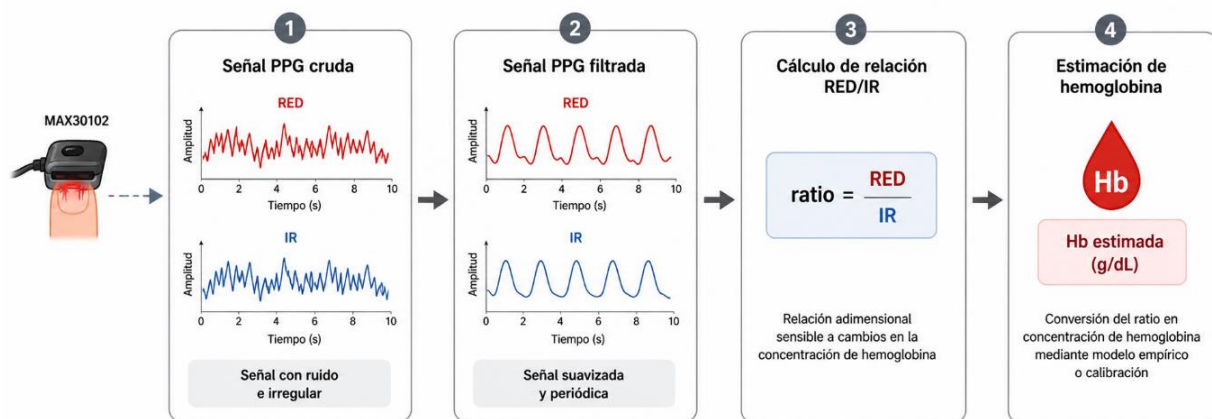


Figura 7. Proceso de acondicionamiento y análisis de la señal PPG

El objetivo de este análisis es obtener datos consistentes y reproducibles que permitan validar el comportamiento del sistema dentro de rangos fisiológicos reportados en la literatura, facilitando el aprendizaje en áreas como instrumentación biomédica y procesamiento digital de señales.

2.13.1 Técnicas de procesamiento de señales

Las técnicas de procesamiento de señales son esenciales para mejorar la calidad de la señal fotopletimográfica adquirida, reduciendo la influencia de ruido, variaciones lentas y artefactos que pueden afectar su interpretación.

En el sistema propuesto, el procesamiento se realiza en tiempo real mediante el microcontrolador, aplicando técnicas de suavizado y filtrado digital sobre las señales provenientes del sensor óptico MAX30102. Estas técnicas permiten estabilizar la señal y resaltar sus variaciones relativas, facilitando su análisis en un entorno educativo.

A diferencia de sistemas clínicos avanzados, el enfoque de este proyecto prioriza la simplicidad y la comprensión didáctica, utilizando métodos de filtrado de baja complejidad computacional que pueden implementarse directamente en sistemas embebidos.

2.13.2 Transformada rápida de Fourier (FFT)

La Transformada Rápida de Fourier (FFT) es una herramienta matemática utilizada para transformar una señal del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia, permitiendo identificar las componentes frecuenciales presentes en la señal. [20]

En señales fotoplethysmográficas, la FFT es útil para analizar la presencia de ruido y para identificar rangos de frecuencia asociados a fenómenos fisiológicos, como el pulso cardíaco.

Sin embargo, en el presente proyecto no se implementa directamente la FFT en el sistema embebido, debido a que el enfoque está orientado a una estimación didáctica de hemoglobina basada en relaciones de amplitud entre señales ópticas, y no en el análisis espectral.

No obstante, la FFT puede emplearse como herramienta complementaria en entornos de análisis externo (por ejemplo, en MATLAB), permitiendo a los estudiantes explorar el comportamiento frecuencial de la señal PPG y comprender mejor su estructura.

La expresión general de la transformada discreta de Fourier es:

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j \frac{2\pi}{N} kn}$$

Ecuación 3. Transformada discreta de Fourier [20]

2.13.3 Algoritmos de procesamiento para estimación didáctica

En el presente proyecto, los algoritmos de procesamiento se enfocan en obtener una estimación didáctica de la hemoglobina a partir de señales fotoplethysmográficas, considerando que el sensor MAX30102 no permite medir este parámetro de forma directa.

El procesamiento inicia con la adquisición de señales en dos longitudes de onda: luz roja (RED) e infrarroja (IR). Posteriormente, se aplica un filtrado digital de tipo suavizado exponencial con el fin de reducir el ruido y estabilizar la señal.

Adicionalmente, se estima una línea base (componente DC) para cada señal, permitiendo identificar las variaciones relativas (componente AC), asociadas a los cambios en el volumen sanguíneo.

A partir de estas señales filtradas, se calcula una relación proporcional entre las componentes RED e IR, utilizada como variable de entrada para un modelo matemático simplificado que hace posible estimar la hemoglobina de forma aproximada. [1]

Este modelo se basa en el principio de absorción óptica diferencial, donde distintas longitudes de onda presentan diferente comportamiento de absorción en función de la concentración de hemoglobina en el tejido.

Es importante destacar que esta estimación:

- No corresponde a una medición clínica real
- No reemplaza métodos médicos certificados
- Representa una aproximación con fines educativos

El uso de este enfoque permite desarrollar un sistema funcional que integra adquisición de señales, procesamiento digital y modelado matemático, facilitando la comprensión de conceptos clave en instrumentación biomédica y procesamiento de señales.

2.13.4 Modelo matemático de estimación didáctica de hemoglobina

Para la estimación de la hemoglobina en el presente proyecto, se emplea un modelo matemático simplificado basado en la relación entre las señales ópticas en luz roja (RED) e infrarroja (IR), obtenidas mediante el sensor fotopletismográfico.

Este modelo se fundamenta en el principio de absorción óptica diferencial, donde distintas longitudes de onda presentan diferentes niveles de absorción en función de la concentración de hemoglobina en el tejido. [19]

La estimación se expresa mediante una relación lineal aproximada:

$$Hb \approx a + b \cdot \frac{RED}{IR}$$

Ecuación 4. Modelo matemático de estimación didáctica de hemoglobina [19]

Donde:

Hb: hemoglobina estimada (g/dL)

RED: señal óptica en longitud de onda roja

IR: señal óptica en longitud de onda infrarroja

a y *b*: constantes de ajuste del modelo

En el sistema implementado, estas constantes se definen de manera empírica para generar valores coherentes dentro de rangos fisiológicos, con fines estrictamente educativos.

Es importante destacar que este modelo no corresponde a un método clínico validado, sino a una aproximación didáctica que permite analizar la relación entre señales ópticas y parámetros biomédicos.

2.14 Estudios y prototipos previos

La medición de variables fisiológicas mediante sistemas electrónicos ha experimentado un importante desarrollo debido a la necesidad de disponer de soluciones más accesibles, compactas y orientadas al monitoreo continuo. Dentro de este campo, la estimación de parámetros sanguíneos como la hemoglobina ha motivado investigaciones enfocadas tanto en métodos convencionales de laboratorio como en alternativas basadas en técnicas ópticas no invasivas.

En los últimos años, la incorporación de sensores fotónicos y métodos de fotoplethismografía ha permitido explorar nuevas estrategias para la adquisición de información fisiológica a partir de la interacción entre la luz y los tejidos biológicos. Estas tecnologías han sido utilizadas como base para el desarrollo de prototipos experimentales que integran sensores de bajo costo, sistemas embebidos y plataformas de comunicación, facilitando su aplicación en ambientes académicos y de investigación.

En este contexto, los sistemas desarrollados con fines educativos representan una oportunidad para comprender los principios involucrados en la adquisición, procesamiento y transmisión de señales biomédicas, sin pretender sustituir los equipos utilizados en aplicaciones clínicas.

2.14.1 Dispositivos existentes

La concentración de hemoglobina es un parámetro relevante dentro del análisis sanguíneo debido a su relación con la capacidad de transporte de oxígeno en el organismo. Por esta razón, su medición forma parte de diversos procedimientos empleados en el diagnóstico y seguimiento de alteraciones relacionadas con la composición de la sangre.

Actualmente existen diferentes tecnologías destinadas a determinar este parámetro, las cuales pueden clasificarse principalmente según el método empleado para obtener la información. Los dispositivos tradicionales utilizan procedimientos invasivos basados en la extracción de muestras sanguíneas, mientras que las tecnologías emergentes buscan estimar la concentración de hemoglobina mediante métodos ópticos que evitan la toma de muestras.

Los equipos invasivos presentan altos niveles de precisión debido al análisis directo de la sangre; sin embargo, requieren infraestructura especializada y procedimientos clínicos. Por otro lado, los dispositivos no invasivos ofrecen mayor comodidad y rapidez al usuario, aunque su implementación implica desafíos relacionados con la calibración, variabilidad fisiológica y complejidad de los modelos de estimación.

La Tabla 6 presenta una comparación general entre diferentes tipos de dispositivos empleados para la medición o estimación de hemoglobina.

Tabla 6.
Comparación entre tipos de dispositivos de medición de hemoglobina

Tipo de dispositivo	Ejemplo	Principio de funcionamiento	Requiere extracción de sangre	Uso principal
Hematológico de laboratorio	Analizador hematológico automatizado	Conteo celular y análisis espectrofotométrico	Sí	Diagnóstico clínico
Hemoglobímetro portátil	HemoCue	Fotometría de una muestra capilar	Sí	Atención primaria y tamizaje
Monitor no invasivo	Masimo SpHb	Espectrofotometría de múltiples longitudes de onda	No	Monitoreo continuo
Prototipos de investigación	Sensores PPG (como MAX30102)	Análisis de señales ópticas y modelos de estimación	No	Investigación y aplicaciones educativas

El análisis de estas tecnologías evidencia que los dispositivos comerciales orientados a la medición de hemoglobina están principalmente dirigidos al ámbito clínico, donde los requerimientos de precisión y validación son elevados. Frente a esta situación, los prototipos basados en sensores ópticos de bajo costo representan una alternativa para fines académicos, permitiendo estudiar los fundamentos físicos y tecnológicos asociados con la estimación de parámetros biomédicos.

Por ello, el presente proyecto propone el desarrollo de un sistema didáctico que integra el sensor MAX30102, una plataforma ESP32 con capacidad de comunicación inalámbrica y técnicas básicas de procesamiento de señales para la estimación experimental de hemoglobina. El objetivo principal del sistema es servir como herramienta educativa para analizar señales PPG y comprender la relación entre variables ópticas y parámetros fisiológicos, sin considerar su utilización como instrumento médico de diagnóstico.

2.14.2 Aplicaciones académicas de prototipos no invasivos

Dentro del ámbito universitario, los prototipos biomédicos basados en sensores electrónicos han adquirido relevancia como herramientas para fortalecer el aprendizaje práctico en áreas relacionadas con electrónica, procesamiento digital de señales y telecomunicaciones.

Diversas plataformas educativas emplean microcontroladores de bajo costo junto con sensores ópticos capaces de adquirir señales fisiológicas, como la fotopletimografía. Estas señales pueden ser procesadas mediante algoritmos digitales para analizar características relacionadas con la frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno u otros parámetros derivados.

El propósito de estos sistemas no se centra en reemplazar equipos médicos certificados, sino en proporcionar un entorno experimental donde los estudiantes puedan comprender el

funcionamiento de los procesos de adquisición, acondicionamiento, procesamiento y comunicación de información biomédica.

La implementación de estos prototipos favorece la integración de conocimientos multidisciplinarios y permite desarrollar competencias prácticas mediante la interacción con tecnologías utilizadas actualmente en sistemas electrónicos inteligentes.

2.15 Innovaciones en la estimación no invasiva de hemoglobina

La búsqueda de métodos alternativos para estimar parámetros sanguíneos sin extracción de muestras ha impulsado diferentes líneas de investigación basadas en técnicas ópticas y eléctricas. Estas propuestas buscan incrementar la comodidad del usuario y facilitar sistemas de monitoreo más rápidos y accesibles.

Entre las tecnologías más estudiadas se encuentra la espectroscopía óptica, debido a que permite analizar la forma en que determinadas sustancias absorben la luz en diferentes longitudes de onda. En el caso de la sangre, la hemoglobina presenta características particulares de absorción que pueden ser analizadas mediante señales ópticas obtenidas desde los tejidos.

Una técnica relacionada es la espectroscopía en el infrarrojo cercano (NIR), la cual utiliza longitudes de onda capaces de atravesar parcialmente los tejidos biológicos. Aunque esta metodología presenta resultados prometedores, su aplicación práctica continúa enfrentando dificultades asociadas a factores como el grosor del tejido, condiciones ambientales y diferencias fisiológicas entre individuos.

Otra alternativa investigada corresponde a la espectroscopía Raman, basada en la interacción molecular de la luz con el material analizado. A pesar de su capacidad para obtener

información específica, su implementación requiere sistemas ópticos complejos y equipos de mayor costo.

También se han estudiado métodos basados en impedancia eléctrica, donde las propiedades del tejido se relacionan indirectamente con características fisiológicas. Sin embargo, estas técnicas todavía presentan limitaciones para alcanzar aplicaciones ampliamente aceptadas.

En aplicaciones académicas, los sensores PPG de bajo costo como el MAX30102 han permitido desarrollar prototipos capaces de capturar variaciones en la absorción óptica de los tejidos mediante LEDs de diferentes longitudes de onda. Aunque estos sensores no proporcionan una medición directa de hemoglobina, sus señales pueden emplearse como entrada para modelos matemáticos simplificados orientados a la estimación experimental.

Bajo este enfoque, el presente proyecto integra adquisición óptica, procesamiento digital y comunicación IoT para desarrollar un sistema educativo que permita analizar la relación existente entre las componentes RED e IR de la señal PPG y una estimación aproximada de hemoglobina.

2.16 Impacto educativo del uso de dispositivos biomédicos simulados

El desarrollo de prototipos biomédicos con fines educativos representa una estrategia efectiva para complementar la formación práctica en carreras relacionadas con ingeniería electrónica, telecomunicaciones y áreas afines. Estos sistemas permiten trasladar conceptos teóricos hacia aplicaciones reales mediante la interacción directa con sensores, plataformas embebidas y herramientas de procesamiento.

En este sentido, los dispositivos basados en sensores ópticos e IoT proporcionan un entorno experimental donde los estudiantes pueden analizar señales fisiológicas, comprender los principios

de interacción luz-tejido y estudiar los procesos involucrados en la generación de información biomédica.

La implementación de plataformas como ESP32 junto con sensores como el MAX30102 permite abordar diferentes etapas de un sistema electrónico completo: adquisición de datos, procesamiento digital, comunicación inalámbrica y visualización de resultados.

Desde una perspectiva educativa, estos desarrollos fortalecen competencias relacionadas con:

- Diseño e implementación de sistemas electrónicos.
- Programación de dispositivos embebidos.
- Procesamiento digital de señales.
- Integración de tecnologías inalámbricas e IoT.

Además, el análisis de señales obtenidas experimentalmente permite que los estudiantes comprendan factores que afectan la calidad de una medición, como ruido, variaciones del usuario y limitaciones propias del modelo empleado.

Es importante señalar que el sistema desarrollado en esta investigación tiene un propósito exclusivamente académico. Los valores estimados no representan mediciones clínicas certificadas, sino resultados obtenidos mediante un modelo simplificado cuyo objetivo es demostrar los principios de funcionamiento asociados con la estimación óptica de parámetros fisiológicos.

La incorporación de este tipo de prototipos contribuye a reducir las barreras de acceso a equipos especializados dentro de ambientes educativos, promoviendo el aprendizaje basado en

experimentación y la creación de soluciones tecnológicas de bajo costo orientadas a la enseñanza de sistemas biomédicos.

2.17 Consideraciones éticas en el uso de dispositivos biomédicos en la educación

La incorporación de tecnologías biomédicas dentro de ambientes académicos requiere considerar aspectos éticos relacionados con el propósito del sistema, la interpretación de los resultados y el manejo responsable de la información obtenida. En el caso del prototipo desarrollado en esta investigación, es necesario establecer que su finalidad corresponde al aprendizaje y experimentación en ingeniería, por lo que no representa un equipo destinado al diagnóstico o evaluación clínica de usuarios. [23]

Esta diferenciación es relevante debido a que el sistema realiza una estimación indirecta de hemoglobina mediante señales fotopletimográficas obtenidas con un sensor óptico. Al no tratarse de una medición basada en análisis sanguíneo directo, los valores generados dependen del modelo empleado y de las condiciones de adquisición de la señal. Por esta razón, su interpretación debe limitarse al estudio de principios relacionados con la interacción luz-tejido, adquisición de señales fisiológicas y procesamiento digital. [24]

Desde el enfoque de la bioética, los principios planteados por Beauchamp y Childress permiten analizar la responsabilidad asociada al desarrollo de tecnologías aplicadas al área de la salud. [24] En particular, el principio de no maleficencia adquiere importancia en sistemas educativos biomédicos, ya que se debe evitar que los resultados obtenidos sean considerados como diagnósticos o utilizados para tomar decisiones médicas. En consecuencia, la comunicación clara de las limitaciones del prototipo forma parte del uso responsable de la tecnología.

Otro aspecto relevante corresponde al tratamiento de los datos obtenidos durante las pruebas experimentales. Aunque la información recopilada por el sistema no corresponde a registros médicos oficiales, las señales PPG representan información relacionada con características fisiológicas de los participantes. Por ello, durante la utilización del prototipo se deben considerar prácticas adecuadas como la protección de identidad, el manejo responsable de los registros y la restricción del acceso a los datos generados. [25]

La integración de conectividad IoT introduce adicionalmente nuevos retos relacionados con la seguridad de la información. La transmisión inalámbrica de datos hacia plataformas digitales requiere considerar mecanismos que reduzcan riesgos asociados con accesos no autorizados o exposición innecesaria de información. Aunque el sistema desarrollado tiene un enfoque educativo, la implementación de principios básicos de seguridad permite fomentar buenas prácticas en el desarrollo de aplicaciones conectadas. [23]

Uno de los objetivos del proyecto es favorecer la disponibilidad de herramientas tecnológicas accesibles para procesos de enseñanza. El empleo de componentes de bajo costo, como sensores ópticos comerciales y microcontroladores con conectividad integrada, facilita la reproducción del sistema en ambientes académicos donde el acceso a equipos biomédicos especializados puede estar limitado. De esta manera, la propuesta contribuye a ampliar las oportunidades de aprendizaje práctico en áreas relacionadas con instrumentación y telecomunicaciones.

Desde una perspectiva formativa, el uso de prototipos biomédicos también permite desarrollar en los estudiantes una visión crítica sobre las limitaciones y responsabilidades asociadas al diseño tecnológico. Comprender que una señal fisiológica puede verse afectada por

factores externos, variaciones individuales o restricciones del modelo de estimación resulta fundamental para evitar interpretaciones incorrectas de los resultados.

El desarrollo de sistemas biomédicos educativos debe considerar tanto los aspectos técnicos como las implicaciones sociales derivadas de su utilización. Bajo esta perspectiva, los principios relacionados con la ética de la información propuestos por autores como Luciano Floridi resaltan la importancia de integrar seguridad, responsabilidad y beneficio social dentro de los procesos de innovación tecnológica.

En conjunto, los fundamentos presentados en este capítulo proporcionan la base conceptual para el desarrollo del prototipo, relacionando los principios de fotoplethysmografía, absorción óptica, procesamiento digital de señales y comunicación IoT. Estos elementos permiten justificar la implementación de un sistema experimental orientado a la estimación didáctica de hemoglobina, cuyo propósito principal es fortalecer el aprendizaje práctico de tecnologías biomédicas aplicadas en ingeniería.

CAPÍTULO III

3. DESARROLLO DE LA PROPUESTA

3.1 Componentes de la propuesta

En este capítulo se describen los componentes utilizados en la implementación del prototipo IoT para la estimación no invasiva de la hemoglobina. Se detallan sus características, funciones y especificaciones técnicas, así como las conexiones necesarias para su correcta integración dentro del sistema.

El prototipo está diseñado para la adquisición de señales fotopleximográficas (PPG), su procesamiento y posterior transmisión a plataformas en la nube, permitiendo la visualización y análisis de datos en tiempo real con fines educativos. [8], [19]

3.1.1 Componentes físicos

El diseño del sistema incorpora diversos elementos electrónicos fundamentales para la adquisición, procesamiento y transmisión de datos. Estos componentes permiten la implementación de un sistema funcional basado en sensores ópticos y tecnologías de comunicación inalámbrica.

3.1.2 Microcontrolador

El microcontrolador constituye el núcleo del sistema, ya que se encarga de la adquisición de datos provenientes del sensor, su procesamiento inicial y la gestión de la comunicación inalámbrica. [11], [26]

Además, ofrece la ejecución de algoritmos de procesamiento de señales y la transmisión de información hacia plataformas externas mediante protocolos de comunicación como WiFi o

Bluetooth. Su capacidad de integración y bajo consumo energético lo convierten en una solución adecuada para aplicaciones IoT de tipo educativo. [26]

3.1.3 LilyGO TTGO T-Display ESP32

El microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32 es una placa de desarrollo basada en el chip ESP32-WROOM-32, desarrollada por Espressif Systems. Esta placa integra conectividad WiFi y Bluetooth de bajo consumo, lo que la hace ideal para aplicaciones IoT y sistemas embebidos. [26]

Una de sus principales características es la incorporación de una pantalla TFT de 1,14 pulgadas, que permite visualizar información en tiempo real, como los datos provenientes del sensor biomédico o el estado del sistema.

El dispositivo cuenta con un procesador de doble núcleo, múltiples interfaces de comunicación y capacidad suficiente para ejecutar tareas de procesamiento de señales, lo que lo convierte en una opción adecuada para el desarrollo de prototipos educativos en el área de instrumentación biomédica.



Figura 8. LilyGO TTGO T-Display ESP32

Su compatibilidad con entornos de desarrollo como Arduino IDE facilita su programación y uso en proyectos académicos, permitiendo la implementación de sistemas de monitoreo y transmisión de datos de manera eficiente.

Tabla 7.
Especificaciones técnicas del microcontrolador

Característica	Especificación
Microcontrolador	ESP32-WROOM-32
Frecuencia CPU	Hasta 240 MHz
Núcleos	2
Memoria RAM	~520 KB SRAM
Conectividad	WiFi 802.11 b/g/n, Bluetooth 4.2
Pantalla	TFT 1.14"
Resolución	135 x 240 píxeles
GPIO	Múltiples pines digitales
Voltaje de operación	3.3V
Interfaz	I2C, SPI, UART

Para la correcta integración del microcontrolador con los sensores y módulos adicionales, se plantea una asignación preliminar de pines basada en los requerimientos del sistema y en las interfaces de comunicación disponibles del ESP32.

En particular, se considera el uso del protocolo I2C para la comunicación con el sensor óptico MAX30102, debido a su eficiencia en la transmisión de datos y compatibilidad con el microcontrolador.

La asignación definitiva de pines será establecida durante la etapa de implementación, considerando aspectos como la disponibilidad de GPIO, interferencias eléctricas y optimización del sistema.

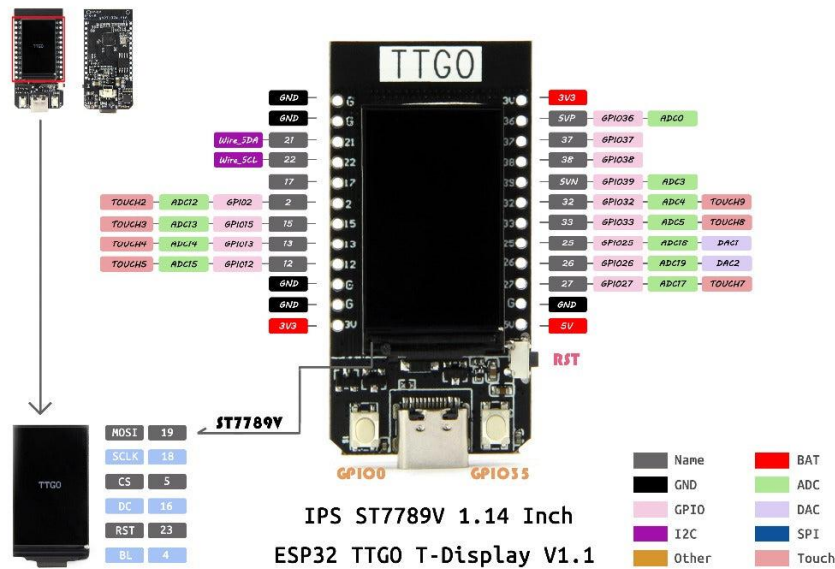


Figura 9. Especificación de pines del microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32

Una de las principales ventajas de la versión TTGO T-Display utilizada en este proyecto es la integración de una pantalla TFT y un sistema de alimentación optimizado para aplicaciones portátiles. La placa dispone de un conector JST para baterías de polímero de litio (LiPo) de 3.7 V, permitiendo alimentar el sistema directamente mediante una batería recargable.

Adicionalmente, incorpora un circuito integrado de gestión de carga para baterías LiPo, lo que elimina la necesidad de utilizar módulos externos de carga. Cuando el dispositivo se conecta mediante USB, la batería puede recargarse automáticamente mientras el sistema continúa funcionando.

Gracias a esta arquitectura integrada, se reduce la complejidad del hardware, disminuye el número de componentes externos y se mejora la portabilidad del sistema, características que resultan especialmente adecuadas para el desarrollo de prototipos biomédicos educativos basados en IoT.

3.1.4 Sensores ópticos

Los sensores ópticos empleados en el desarrollo del prototipo ofrecen la adquisición de señales fisiológicas mediante la interacción de la luz con los tejidos biológicos. En este proyecto, se utiliza la técnica de fotoplethysmografía (PPG), la cual se basa en la emisión de luz y la medición de su absorción para analizar variaciones en el volumen sanguíneo. [19]

A diferencia de sistemas que emplean componentes discretos como emisores infrarrojos y fotodiodos independientes, el presente sistema utiliza un sensor integrado que combina múltiples funciones en un solo dispositivo, simplificando el diseño y mejorando la precisión en la adquisición de datos.

3.1.5 Sensor MAX30102

El MAX30102 es un sensor óptico biomédico desarrollado para la adquisición de señales fotoplethysmográficas, ampliamente utilizado en aplicaciones de monitoreo fisiológico como la medición de la frecuencia cardíaca y la saturación periférica de oxígeno (SpO_2). El dispositivo integra dos diodos emisores de luz (LED), uno de luz roja y otro de luz infrarroja, un fotodiodo de alta sensibilidad, circuitos de acondicionamiento analógico, un convertidor analógico-digital (ADC) y una interfaz de comunicación I²C, todo ello encapsulado en un único circuito integrado. [14]

El principio de funcionamiento del sensor consiste en emitir pulsos de luz hacia el tejido biológico y medir la intensidad de la luz reflejada. La cantidad de luz detectada varía debido a los cambios periódicos del volumen sanguíneo provocados por el ciclo cardíaco, generando una señal fotoplethysmográfica que contiene información sobre el comportamiento hemodinámico del tejido.

El empleo de dos longitudes de onda hace posible analizar la respuesta óptica del tejido desde diferentes condiciones de absorción. La luz roja, con una longitud de onda aproximada de 660 nm, y la luz infrarroja, cercana a 880 nm, presentan coeficientes de absorción distintos frente a los componentes sanguíneos, especialmente la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Como consecuencia, ambas señales proporcionan información complementaria que puede emplearse para desarrollar modelos matemáticos basados en la absorción óptica diferencial.

Desde el punto de vista electrónico, el MAX30102 incorpora filtros ópticos y mecanismos de rechazo de luz ambiental que mejoran la calidad de la señal adquirida. Asimismo, dispone de un convertidor analógico-digital de alta resolución y almacenamiento interno mediante memoria FIFO, permitiendo realizar la adquisición continua de señales con bajo consumo energético y elevada estabilidad. [14]

La comunicación con el microcontrolador se realiza mediante el protocolo I²C, lo que facilita su integración con plataformas de desarrollo como el ESP32. Esta arquitectura permite implementar sistemas embebidos capaces de adquirir, procesar y transmitir señales biomédicas hacia plataformas IoT para su visualización y análisis en tiempo real.



Figura 10. Sensor óptico MAX30102

En el presente proyecto, el MAX30102 se empleó exclusivamente como dispositivo de adquisición de señales fotopletismográficas. Las señales obtenidas son posteriormente procesadas mediante algoritmos implementados en el microcontrolador para desarrollar un modelo de estimación didáctica de hemoglobina. En consecuencia, el sensor no realiza una medición directa de este parámetro, sino que proporciona las señales ópticas necesarias para su análisis mediante técnicas de procesamiento digital y modelado matemático.

Tabla 8.
Características técnicas del sensor óptico MAX30102

Característica	Especificación
Tipo de sensor	Óptico (PPG)
LEDs integrados	Rojo (~660 nm) e Infrarrojo (~880 nm)
Fotodetector	Fotodiodo integrado
Interfaz	I2C
Voltaje de operación	1.8V – 3.3V
Consumo	Bajo consumo energético
Aplicaciones	SpO ₂ , frecuencia cardíaca, PPG
Filtro	Rechazo de luz ambiental

3.1.6 Justificación del uso del sensor MAX30102 para la estimación didáctica de hemoglobina

Aunque el MAX30102 fue concebido originalmente para aplicaciones de medición de frecuencia cardíaca y saturación periférica de oxígeno (SpO₂), su funcionamiento se fundamenta

en la adquisición de señales fotopletimográficas mediante luz roja e infrarroja. Estas señales representan la respuesta óptica del tejido frente a diferentes longitudes de onda y constituyen la información primaria utilizada por numerosos algoritmos de procesamiento biomédico.

Es importante señalar que el sensor no mide directamente la concentración de hemoglobina. Su función consiste en registrar la intensidad de la luz reflejada por el tejido, cuya variación depende de factores como el volumen sanguíneo pulsátil, las propiedades ópticas del tejido y la absorción producida por los componentes de la sangre. Por ello, los datos obtenidos corresponden únicamente a señales ópticas, las cuales requieren procesamiento adicional para extraer información fisiológica.

Diversos estudios han demostrado que las señales PPG contienen características relacionadas con la interacción entre la luz y la sangre, permitiendo desarrollar modelos matemáticos orientados a la estimación indirecta de parámetros fisiológicos distintos de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno. Estos modelos emplean relaciones entre las componentes de luz roja e infrarroja, análisis temporal de la señal o técnicas avanzadas de procesamiento digital para establecer correlaciones con variables de interés.

En este trabajo no se pretende transformar el MAX30102 en un hemoglobinómetro ni sustituir los procedimientos clínicos convencionales para la determinación de la hemoglobina. La propuesta consiste en utilizar las señales fotopletimográficas generadas por el sensor como variable de entrada para un modelo matemático simplificado, desarrollado con fines exclusivamente educativos y de investigación formativa.

Bajo este enfoque, el sistema permite integrar principios de óptica biomédica, procesamiento digital de señales, sistemas embebidos e Internet de las Cosas en un único prototipo

experimental. De esta manera, los estudiantes pueden comprender cómo una señal fisiológica adquirida mediante un sensor óptico puede acondicionarse, procesarse y utilizarse para construir modelos de estimación indirecta, reconociendo al mismo tiempo las limitaciones inherentes de este tipo de aproximaciones y la diferencia existente entre una estimación didáctica y una medición clínica validada.

3.1.7 Sistema de alimentación

El sistema de alimentación garantiza el suministro energético estable necesario para el correcto funcionamiento de todos los componentes del prototipo, incluyendo el microcontrolador y el sensor óptico.

El sistema de alimentación implementado está compuesto por una fuente de alimentación portátil basada en batería recargable, lo que hace posible la movilidad del dispositivo y su uso en entornos educativos sin dependencia directa de una fuente externa, un módulo de carga y protección, y un sistema de regulación de voltaje que asegura niveles adecuados para cada componente.

3.1.8 Batería recargable Li-Po

Las baterías de polímero de litio (Li-Po) son ampliamente utilizadas en dispositivos electrónicos portátiles debido a su alta densidad energética, bajo peso y tamaño compacto. Estas características las convierten en una opción adecuada para aplicaciones IoT y sistemas embebidos.

En este proyecto, la batería Li-Po proporciona energía de manera estable al sistema, facilitando su funcionamiento autónomo. Su capacidad de recarga contribuye a la reutilización del dispositivo en múltiples sesiones de uso educativo.



Figura 11. Batería recargable Li-Po

Por estas razones, la batería LiPo de 3.7 V y 1000 mAh constituye una solución adecuada para la alimentación del sistema propuesto, permitiendo una operación estable y compatible con las características eléctricas de la plataforma ESP32 TTGO T-Display.

3.1.9 Módulo indicador de carga

El módulo indicador de nivel de batería constituye un elemento complementario dentro del sistema de alimentación del prototipo, ya que permite supervisar visualmente la carga restante de la batería durante el funcionamiento del dispositivo, contribuyendo a una utilización más segura y práctica del sistema portátil.

En este proyecto se emplea un módulo indicador de capacidad para baterías Li-Po de una celda, conectado en paralelo a la línea principal de alimentación, después del interruptor de encendido del sistema. Este módulo cuenta con una pantalla de segmentos tipo icono de batería, que representa de forma aproximada el porcentaje de carga restante mediante la activación progresiva de sus segmentos.

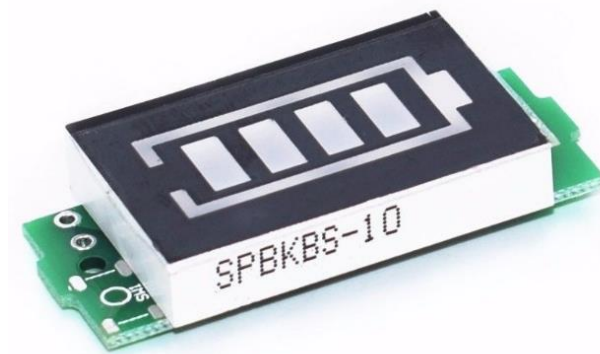


Figura 12. Módulo indicador de carga

Es importante señalar que la recarga de la batería no depende de este módulo, sino que se gestiona directamente mediante el circuito de carga integrado en la placa ESP32 TTGO T-Display, como se describe en la sección 3.1.1.3.1. El módulo indicador cumple exclusivamente una función de monitoreo del estado energético durante el uso del dispositivo, sin intervenir en el proceso de carga.

3.1.10 Conector USB

El conector USB se emplea en el sistema para la alimentación y programación del microcontrolador, así como para la recarga de la batería mediante el módulo de carga.



Figura 13. Conector USB tipo C

Este tipo de conector permite establecer una interfaz directa entre el prototipo y una computadora o fuente de alimentación externa, facilitando tanto la transferencia de datos como el suministro de energía. Su uso es ampliamente extendido en dispositivos electrónicos debido a su estandarización, facilidad de conexión y compatibilidad con múltiples equipos.

3.2 Implementación del prototipo

La implementación física del prototipo se realizó mediante la integración de diferentes módulos electrónicos orientados al desarrollo de un sistema portátil educativo para la estimación de hemoglobina utilizando un sensor óptico MAX30102. El ensamblaje inicial se efectuó sobre una protoboard, permitiendo realizar pruebas de funcionamiento, validación de conexiones y corrección de errores antes de su integración definitiva en una carcasa impresa en 3D.

El sistema está compuesto principalmente por una placa ESP32, encargada del procesamiento de datos, un sensor MAX30102 para la adquisición de señales ópticas en las bandas roja (RED) e infrarroja (IR), una pantalla TFT para la visualización de resultados y un sistema de alimentación portátil basado en batería recargable.

El sensor MAX30102 fue conectado al ESP32 mediante comunicación I2C utilizando los pines GPIO21 para SDA y GPIO22 para SCL, además de alimentación a 3.3V y tierra común. Este sensor hace posible obtener señales ópticas RED e IR, las cuales son procesadas por el microcontrolador para generar una estimación aproximada del nivel de hemoglobina.

Además, se incorporó un indicador visual de nivel de batería conectado a la línea principal de alimentación, permitiendo visualizar de manera referencial el estado energético del dispositivo durante su funcionamiento portátil.

3.2.1 Placa de circuito impreso (PCB)

Con el propósito de mejorar la organización, estabilidad y portabilidad del sistema propuesto, se desarrolló una placa de circuito impreso (PCB) encargada de integrar los principales módulos electrónicos utilizados en el prototipo de estimación didáctica de hemoglobina mediante fotoplethismografía.

El diseño de la PCB hace posible reducir el uso de conexiones externas y cables sueltos, optimizando la distribución de energía y facilitando el ensamblaje del sistema. Esta implementación mejora la presentación física del prototipo y contribuye a disminuir posibles interferencias eléctricas en la adquisición de la señal biomédica.

Para el diseño esquemático y la distribución de pistas se utilizó el software Proteus, herramienta ampliamente empleada en proyectos de electrónica y sistemas embebidos debido a sus capacidades de simulación y diseño de circuitos impresos. Mediante esta plataforma se desarrolló tanto el esquema eléctrico como el modelo tridimensional de la placa, permitiendo verificar la correcta conexión entre los módulos antes de la fabricación física.

La PCB integra los siguientes componentes principales:

- Microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32.
- Sensor óptico MAX30102 para adquisición de señal PPG.
- Interruptor ON/OFF para control general de alimentación.
- Conectores de alimentación y comunicación entre módulos.

En el diseño eléctrico se consideró la separación adecuada entre las líneas de alimentación y las señales de adquisición del sensor, con el objetivo de mantener estabilidad en la lectura de los

datos ópticos. Asimismo, se incorporaron conectores específicos para facilitar el mantenimiento y reemplazo de módulos durante las pruebas experimentales.

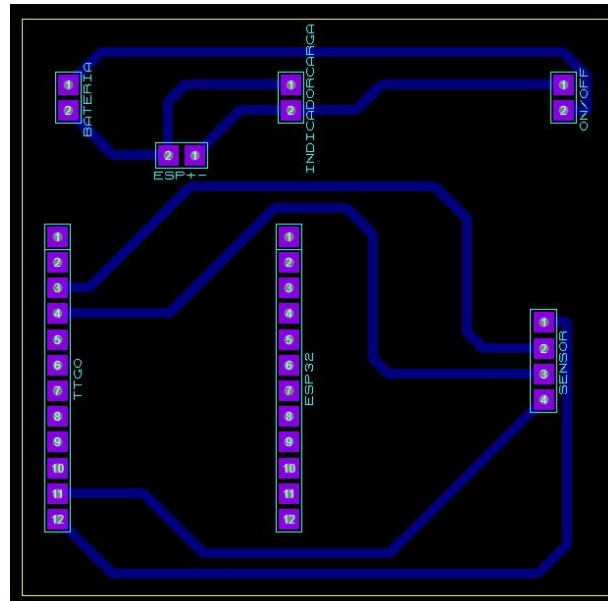


Figura 14. Vista de la placa PCB diseñada para el prototipo IoT

La Figura 14 presenta el diseño esquemático del sistema desarrollado en Proteus, donde se observan las conexiones principales entre el ESP32, el sensor MAX30102 y el sistema de alimentación.

Posteriormente, se realizó el diseño físico de la placa PCB, organizando estratégicamente los componentes y rutas de conexión para optimizar el espacio y reducir interferencias en las señales biomédicas adquiridas por el sensor PPG.

Durante esta etapa se diseñaron las pistas de cobre encargadas de distribuir la alimentación y las señales de comunicación entre los módulos electrónicos. Se consideró una disposición compacta que facilita el ensamblaje y mejora la estabilidad general del prototipo.

El diseño de la PCB contribuye a reducir el uso de conexiones externas, incrementando la confiabilidad del sistema y mejorando su presentación física para aplicaciones educativas y demostrativas.

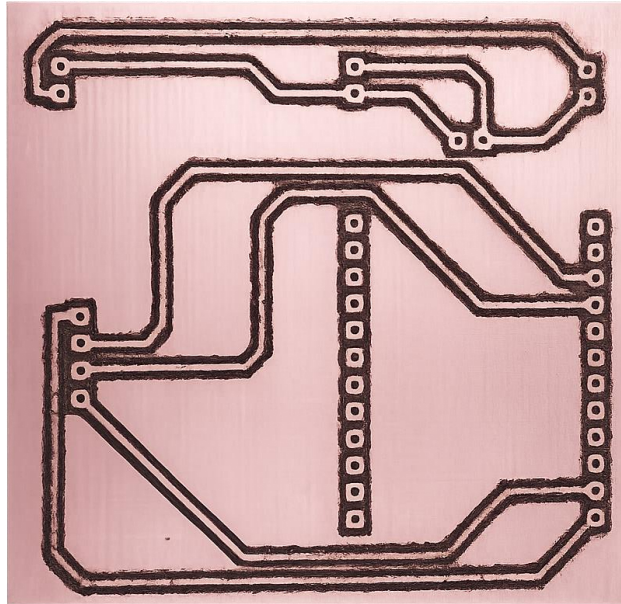


Figura 15. Placa maquinada lista para agregar componentes

Esta etapa contribuyó a obtener un prototipo más compacto, organizado y funcional para su utilización en pruebas experimentales y demostraciones académicas.

3.2.2 Componentes lógicos

En el desarrollo del sistema propuesto, los componentes lógicos cumplen un rol fundamental en el control, procesamiento y transmisión de los datos adquiridos por el dispositivo. Estos elementos proporcionan la correcta interacción entre el hardware, conformado por el microcontrolador y el sensor óptico, y las plataformas digitales utilizadas para la visualización y análisis de la información.

En este proyecto, orientado a la adquisición de señales mediante el sensor MAX30102 y su procesamiento con el microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32, los componentes lógicos facilitan la programación del sistema, la gestión de la comunicación inalámbrica y la presentación de los datos obtenidos.

Entre los principales elementos lógicos considerados se encuentran el entorno de desarrollo para la programación del ESP32, las librerías necesarias para la lectura del sensor, así como las plataformas utilizadas para la visualización y almacenamiento de datos mediante tecnologías IoT.

3.2.3 Herramientas de desarrollo utilizadas

Para la implementación del sistema se emplearon diversas herramientas de desarrollo que facilitan la programación, prueba y validación del prototipo. Estas herramientas facilitan la integración entre el hardware y el software, asegurando un funcionamiento adecuado del sistema.

3.2.4 Entorno de programación

Para la programación del microcontrolador se utilizó el entorno de desarrollo Arduino IDE, el cual permite escribir, compilar y cargar el código en el ESP32. Esta herramienta es ampliamente utilizada en sistemas embebidos debido a su facilidad de uso y compatibilidad con múltiples librerías.

Se emplearon librerías específicas para la comunicación con el sensor MAX30102, así como para la gestión de la conectividad WiFi y la visualización de datos.

3.2.5 Arduino IDE

El entorno de desarrollo Arduino IDE es una de las herramientas más utilizadas en proyectos de electrónica y sistemas embebidos debido a su facilidad de uso, versatilidad y amplia compatibilidad con diferentes plataformas. En el presente proyecto, se emplea para la

programación del microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32, permitiendo la implementación de algoritmos para la adquisición y procesamiento de señales provenientes del sensor óptico MAX30102.[27]

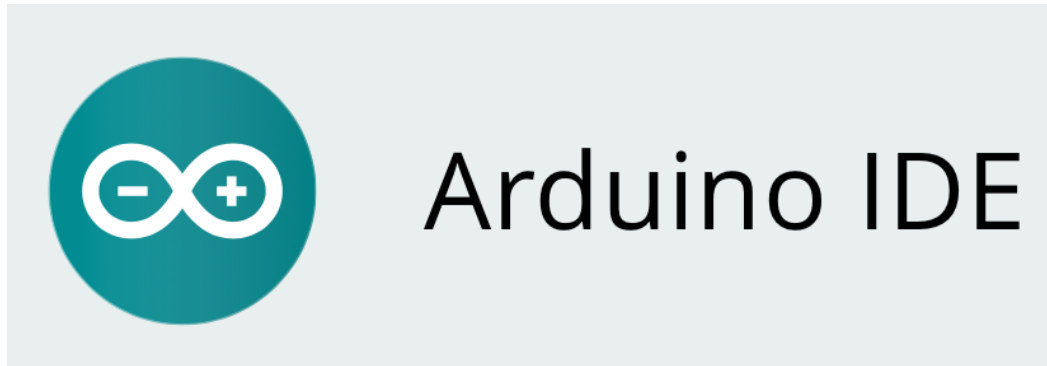


Figura 16. Entorno Arduino IDE

Arduino IDE proporciona un entorno integrado que facilita la escritura, compilación y carga del código, además de permitir la visualización de datos mediante el monitor serial, lo cual resulta útil en las etapas de prueba y validación del sistema.

3.2.6 Configuración del entorno de desarrollo

La programación del sistema se realizó utilizando Arduino IDE, un entorno de desarrollo integrado ampliamente empleado en proyectos de sistemas embebidos debido a su facilidad de uso, compatibilidad con múltiples plataformas y disponibilidad de bibliotecas especializadas.

Para permitir la programación del microcontrolador ESP32 TTGO T-Display fue necesario instalar el paquete oficial de tarjetas ESP32 mediante el Administrador de Tarjetas del Arduino IDE. Posteriormente, se seleccionó el modelo correspondiente y se configuró el puerto serie utilizado para la comunicación entre el computador y la placa de desarrollo.

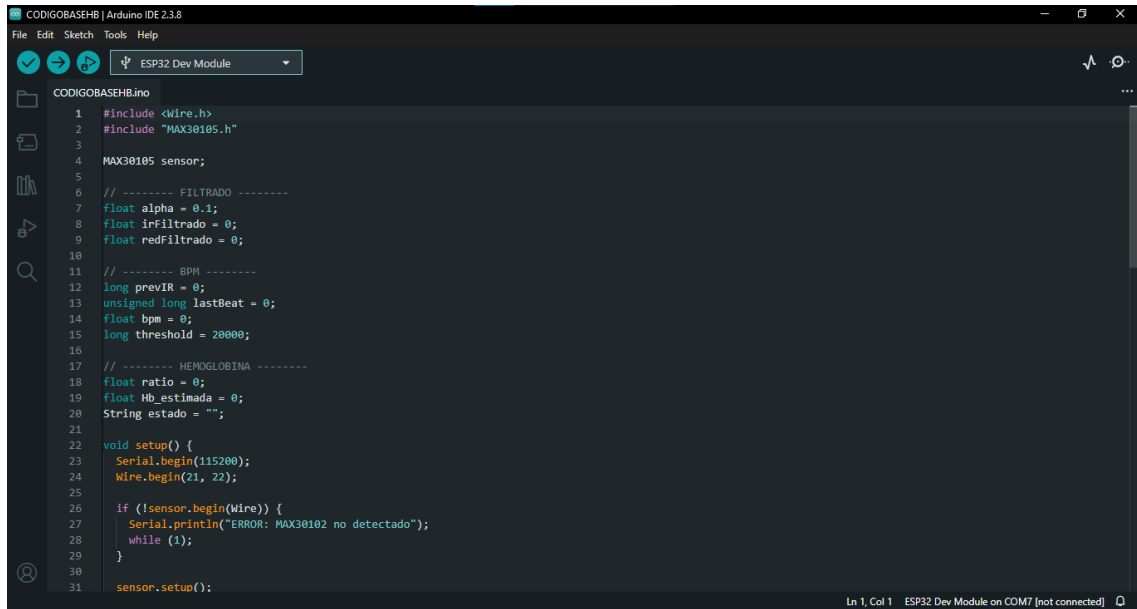


Figura 17. Entorno de desarrollo Arduino IDE utilizado para la programación del sistema

Durante las etapas de desarrollo y validación se empleó el Monitor Serie del entorno para verificar el funcionamiento de los diferentes módulos del sistema, facilitando la depuración del código y el análisis del comportamiento de las señales adquiridas por el sensor MAX30102.

3.2.7 Librerías utilizadas

El desarrollo del software requirió la integración de diversas bibliotecas, cada una encargada de proporcionar funcionalidades específicas para la comunicación con los dispositivos, el procesamiento de señales, la visualización de información y la transmisión de datos hacia la nube. El empleo de estas bibliotecas permitió simplificar el desarrollo del sistema y mejorar la organización del código fuente.

Tabla 9.
Librerías utilizadas en el entorno de desarrollo Arduino IDE

Librería	Tipo	Función en el proyecto
----------	------	------------------------

WiFi.h	Nativa del núcleo ESP32 (Espressif)	Gestiona la conexión del ESP32 a redes WiFi, tanto en modo punto de acceso (AP) como en modo cliente (STA), permitiendo la conectividad a internet del sistema.
WebServer.h	Nativa del núcleo ESP32 (Espressif)	Implementa un servidor web embebido en el ESP32, utilizado para alojar la interfaz de configuración de red y visualización de datos del sensor.
Preferences.h	Nativa del núcleo ESP32 (Espressif)	Permite almacenar de forma persistente, en la memoria flash no volátil del microcontrolador, las credenciales de red WiFi (SSID y contraseña), evitando la necesidad de reprogramar el dispositivo al cambiar de ubicación.
Wire.h	Nativa de Arduino	Habilita la comunicación mediante el protocolo I2C entre el ESP32 y el sensor óptico MAX30102.
MAX30105.h	SparkFun Electronics	Proporciona las funciones necesarias para inicializar y leer los valores de las señales ópticas RED e IR del sensor MAX30102 (compatible con la familia MAX3010x).
TFT_eSPI.h	Bodmer (repositorio de código abierto)	Controla la pantalla TFT integrada en la placa ESP32 TTGO T-Display, permitiendo la visualización de texto, colores y valores numéricos en tiempo real.
HTTPClient.h	Nativa del núcleo ESP32 (Espressif)	Permite realizar peticiones HTTP desde el ESP32 hacia el servidor de ThingSpeak, posibilitando el envío de los datos del sensor a la plataforma IoT.

3.2.8 Arquitectura del software

El software fue diseñado siguiendo una arquitectura modular, en la que cada bloque funcional desarrolla una tarea específica dentro del sistema. Esta organización facilita la comprensión del programa, simplifica el mantenimiento del código y facilita incorporar futuras mejoras sin afectar el funcionamiento general del prototipo.

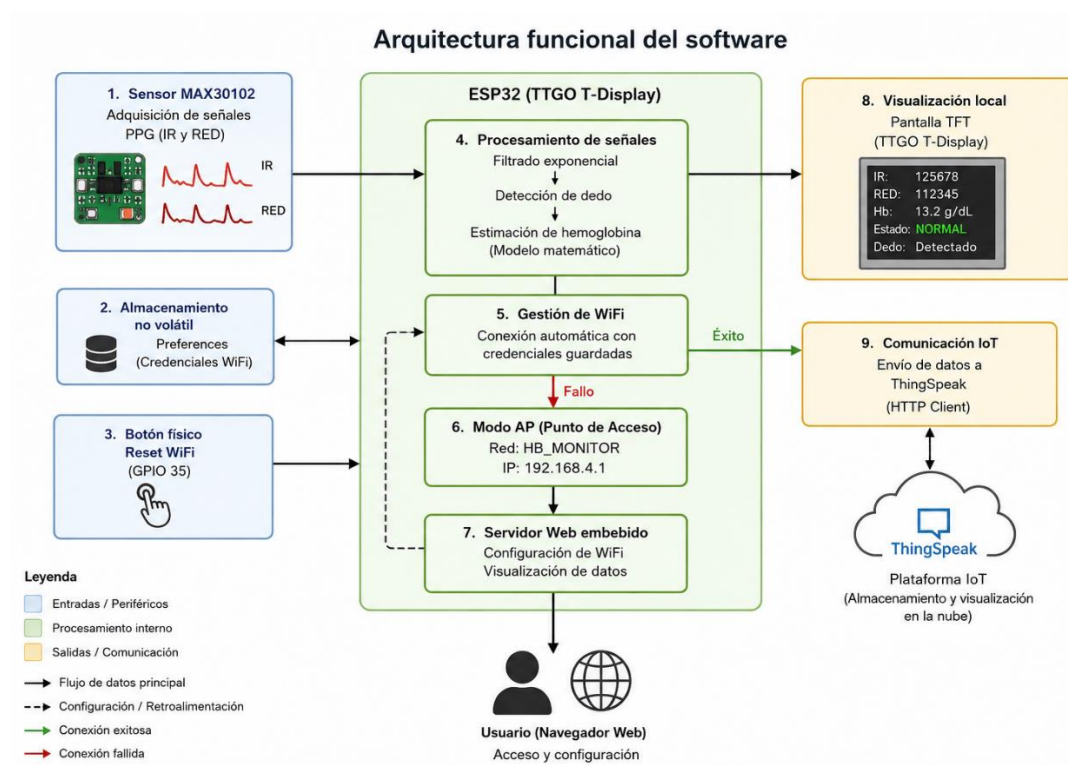


Figura 18. Arquitectura funcional implementada en el software desarrollado

Durante la ejecución del programa, el microcontrolador inicializa todos los periféricos necesarios, incluyendo el sensor MAX30102, la pantalla TFT, la memoria no volátil para el almacenamiento de credenciales WiFi y el servidor web integrado. Posteriormente, el sistema ejecuta de forma continua un ciclo de adquisición de señales, procesamiento digital, estimación de hemoglobina, actualización de la interfaz gráfica y transmisión de datos hacia la plataforma ThingSpeak.[20]

3.2.9 Funciones principales del programa

El programa está organizado mediante funciones independientes, cada una responsable de ejecutar una tarea específica dentro del sistema. Esta estructura modular mejora la legibilidad del

código, facilita las tareas de depuración y contribuye a reutilizar componentes durante futuras actualizaciones del software.

- `setup()`

Es la función de inicialización del sistema. Se ejecuta una única vez al encender el dispositivo y se encarga de configurar el microcontrolador ESP32, inicializar la pantalla TFT, establecer la comunicación con el sensor MAX30102 mediante el protocolo I²C, cargar las credenciales WiFi almacenadas, iniciar el servidor web y preparar todos los recursos necesarios para el funcionamiento del prototipo.

- `loop()`

Constituye el ciclo principal del programa y se ejecuta continuamente mientras el dispositivo permanece encendido. Dentro de esta función se realizan la adquisición de las señales PPG, el procesamiento digital de las muestras, la estimación didáctica de la hemoglobina, la actualización de la interfaz gráfica y el envío de información hacia la plataforma ThingSpeak.

- `iniciarWiFi()`

Gestiona la conexión automática del sistema a la red inalámbrica utilizando las credenciales previamente almacenadas en la memoria no volátil del ESP32. Si la conexión se establece correctamente, el dispositivo habilita la transmisión de datos hacia Internet.

- `iniciarAP()`

Activa el modo Punto de Acceso (Access Point) cuando el sistema no dispone de credenciales válidas o no logra conectarse a una red WiFi existente. Este

modo permite al usuario acceder a una interfaz web para configurar una nueva red inalámbrica.

- `revisarBotonReset()`

Supervisa el estado del botón físico conectado al ESP32. Cuando se detecta una pulsación prolongada, elimina las credenciales WiFi almacenadas y reinicia el proceso de configuración del sistema.

- `handleRoot()`

Atiende las solicitudes realizadas por el navegador web del usuario y genera dinámicamente la página principal del servidor web embebido, mostrando la interfaz de configuración de la red inalámbrica.

- `conectarInternet()`

Procesa la información enviada desde la interfaz web, almacena las nuevas credenciales WiFi en la memoria Flash y reinicia el proceso de conexión del dispositivo.

- `obtenerEstadoNumero()`

Convierte el estado cualitativo de la estimación de hemoglobina (por ejemplo, *Normal* o *Bajo*) en un valor numérico que posteriormente es enviado a la plataforma ThingSpeak para facilitar su almacenamiento y representación gráfica.

3.2.10 Plataforma ThingSpeak

ThingSpeak es una plataforma IoT basada en la nube que facilita recibir, almacenar, visualizar y analizar datos provenientes de dispositivos conectados a Internet. Su funcionamiento se basa en la creación de canales de información (*channels*), dentro de los cuales es posible

registrar múltiples variables medidas por sensores, facilitando su monitoreo en tiempo real mediante gráficos y herramientas de análisis. [5]

En el presente proyecto, ThingSpeak constituye el servicio de almacenamiento remoto utilizado para registrar las señales adquiridas por el sistema desarrollado. El microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32 transmite periódicamente los datos obtenidos del sensor MAX30102 a través de una conexión WiFi, permitiendo que la información sea almacenada en la nube y consultada desde cualquier dispositivo con acceso a Internet.[8]

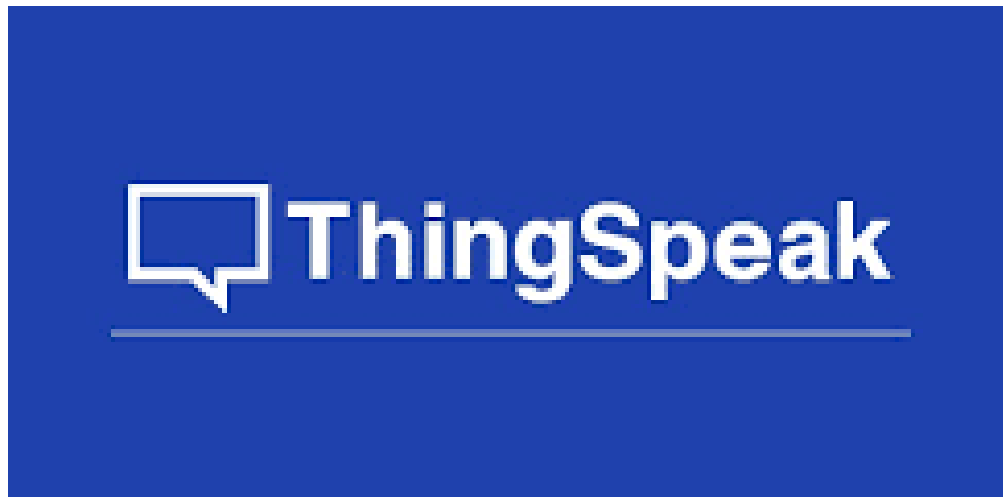


Figura 19. Plataforma ThingSpeak

Además de proporcionar capacidades de visualización, la plataforma incorpora herramientas para el análisis de datos, exportación de información y ejecución de algoritmos mediante MATLAB Analytics, convirtiéndose en una alternativa ampliamente utilizada en proyectos de investigación, prototipado y aplicaciones educativas relacionadas con sistemas IoT.

3.2.11 Arquitectura de la plataforma

ThingSpeak opera bajo una arquitectura cliente-servidor, en la cual los dispositivos IoT actúan como clientes encargados de adquirir información del entorno y transmitirla hacia un servidor remoto mediante protocolos de comunicación basados en HTTP.

Una vez recibidos, los datos son almacenados dentro de un canal específico de la plataforma, donde cada variable es registrada en un campo independiente (*Field*). Posteriormente, la información puede visualizarse mediante gráficos dinámicos, descargarse en diferentes formatos o procesarse utilizando las herramientas analíticas integradas.

Esta arquitectura facilita separar las tareas de adquisición, almacenamiento y visualización de datos, reduciendo la carga de procesamiento del dispositivo embebido y facilitando el monitoreo remoto del sistema.

3.2.12 Organización mediante canales (Channels)

La información almacenada en ThingSpeak se organiza mediante canales (*channels*), los cuales representan espacios independientes destinados al registro de datos de una aplicación específica. Cada canal puede contener hasta ocho campos de datos (*Fields*), además de información complementaria como ubicación geográfica, estado del dispositivo y metadatos asociados.

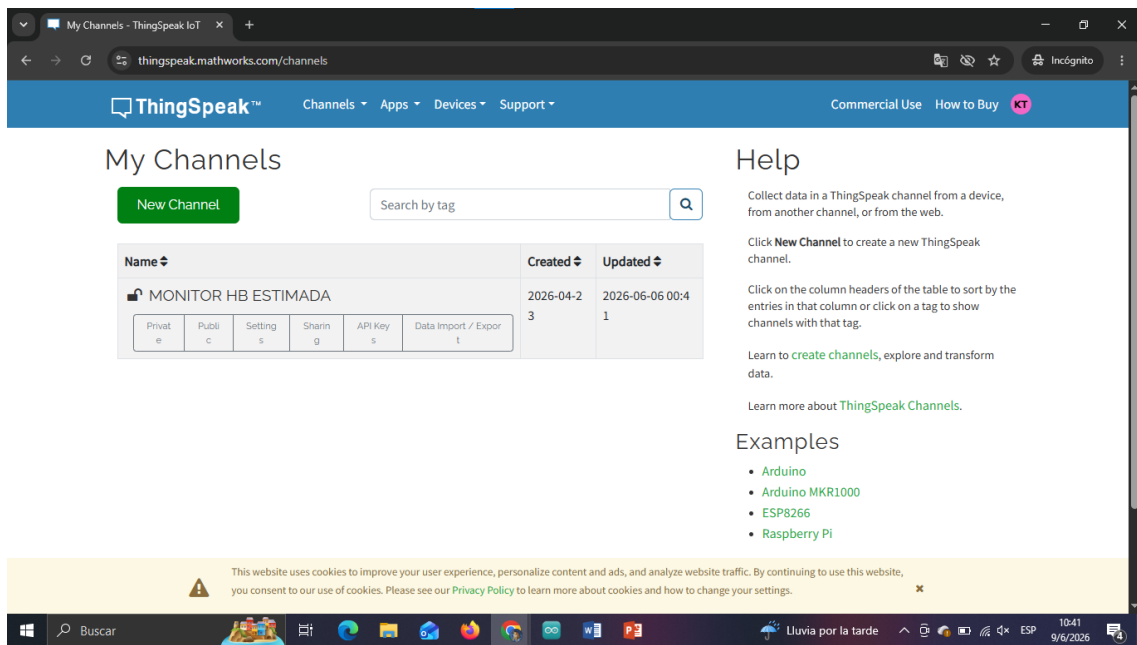


Figura 20. Canal realizado en ThingSpeak

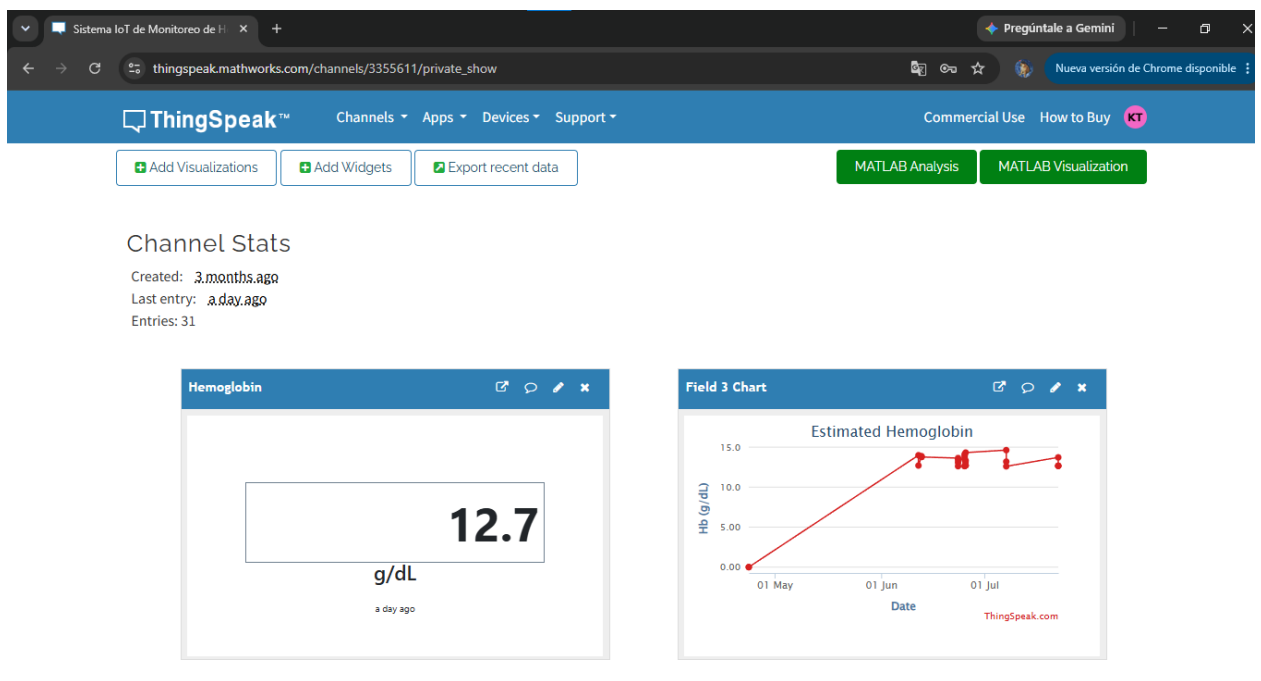


Figura 21. Interfaz del canal

En el sistema desarrollado, los canales posibilitan registrar de manera independiente las principales variables adquiridas durante el proceso de estimación didáctica de hemoglobina, incluyendo las componentes ópticas roja e infrarroja, la estimación obtenida por el modelo matemático y el estado cualitativo asociado al resultado. Esta organización facilita la representación gráfica de cada variable y simplifica el análisis de su comportamiento a lo largo del tiempo.

3.2.13 Comunicación mediante API

La comunicación entre el ESP32 y la plataforma ThingSpeak se realiza mediante la interfaz de programación de aplicaciones (API), utilizando solicitudes HTTP sobre una conexión WiFi. Para garantizar la seguridad del proceso, cada canal dispone de una clave de escritura (*Write API Key*), la cual autoriza el envío de información desde el dispositivo hacia la plataforma.

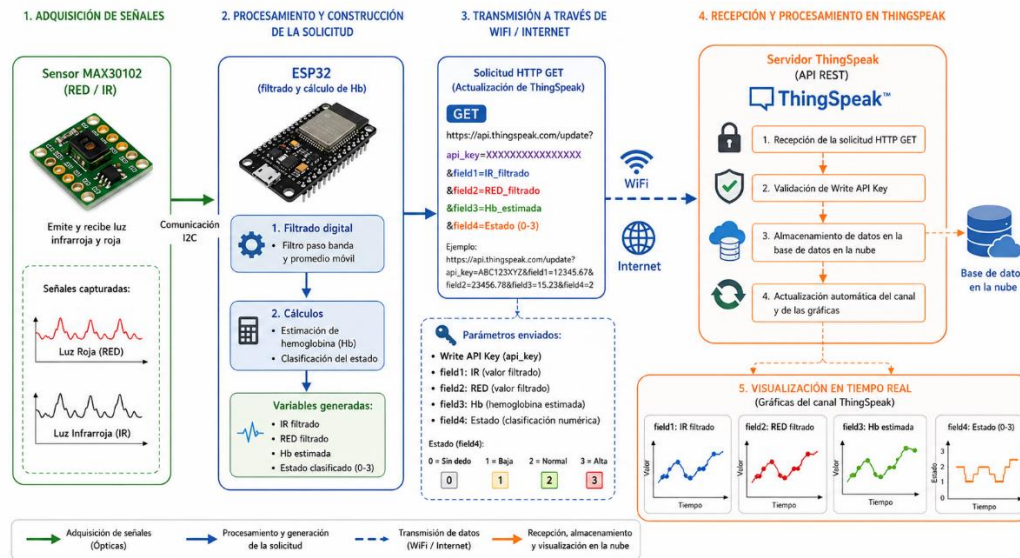


Figura 22. Diagrama del flujo de envío y almacenamiento de datos del sistema mediante la API de ThingSpeak

Durante la ejecución del programa, el microcontrolador construye una solicitud HTTP que incorpora la clave de autenticación junto con los valores correspondientes a cada variable medida. Una vez recibida por el servidor, la plataforma almacena automáticamente los datos en el canal configurado y actualiza las gráficas disponibles para su consulta remota.

Este mecanismo permite implementar una comunicación sencilla y eficiente entre dispositivos IoT y servicios en la nube, sin necesidad de desarrollar servidores propios.

3.2.14 Visualización y análisis de datos

Una de las principales características de ThingSpeak es la generación automática de gráficos en tiempo real para cada una de las variables registradas. Esta funcionalidad permite observar la evolución temporal de las señales adquiridas sin necesidad de desarrollar interfaces gráficas adicionales.

La plataforma incorpora MATLAB Analytics, un conjunto de herramientas que posibilita el procesamiento de datos almacenados mediante scripts desarrollados en MATLAB. Aunque en el presente proyecto esta funcionalidad no se emplea para el cálculo de la estimación de hemoglobina, representa una alternativa para futuras investigaciones que requieran análisis estadísticos, filtrado digital avanzado o implementación de modelos de aprendizaje automático directamente sobre los datos almacenados en la nube.

También posibilita exportar los registros en formatos compatibles con hojas de cálculo y aplicaciones de análisis de datos, facilitando la validación experimental y la elaboración de informes.

3.2.15 Integración con el sistema propuesto

Dentro del sistema desarrollado, ThingSpeak actúa como el módulo encargado del almacenamiento remoto y la supervisión de las variables generadas por el prototipo. Una vez procesadas las señales provenientes del sensor MAX30102 y obtenida la estimación didáctica de hemoglobina, el ESP32 transmite periódicamente la información hacia la plataforma mediante una conexión WiFi.

La integración de esta plataforma facilita que los resultados puedan consultarse desde cualquier dispositivo con acceso a Internet, favoreciendo el monitoreo remoto y el seguimiento histórico de las mediciones realizadas durante las pruebas experimentales. Asimismo, facilita la recopilación de datos para futuras tareas de análisis, validación del modelo y evaluación del comportamiento del sistema.

3.2.16 Ventajas y limitaciones

La utilización de ThingSpeak ofrece diversas ventajas para el desarrollo de sistemas IoT con fines académicos y de investigación. Entre las principales se encuentran su facilidad de integración con plataformas como ESP32, la disponibilidad de una versión gratuita para proyectos educativos, la generación automática de gráficos, el almacenamiento histórico de datos y la incorporación de herramientas de análisis mediante MATLAB Analytics.

Sin embargo, la plataforma también presenta algunas limitaciones. En su modalidad gratuita existe una restricción en la frecuencia de actualización de los datos, el número de mensajes permitidos por año y la cantidad de canales disponibles. El procesamiento avanzado depende de los servicios proporcionados por la plataforma, por lo que aplicaciones con requisitos de tiempo real estricto o grandes volúmenes de información pueden requerir soluciones de almacenamiento y análisis más robustas.

3.3 Interfaz web para la configuración de la conexión a internet

Con el propósito de facilitar la utilización del dispositivo en diferentes entornos sin necesidad de modificar el programa del microcontrolador, se desarrolló una interfaz web embebida que ofrece configurar la conexión a una red inalámbrica con acceso a Internet. Esta solución elimina la necesidad de reprogramar el ESP32 cada vez que el sistema cambia de ubicación o debe conectarse a una nueva red WiFi, proporcionando un mecanismo de configuración sencillo e independiente del entorno de desarrollo.

La interfaz web fue concebida exclusivamente como una herramienta de configuración y monitoreo básico del dispositivo. Su función principal consiste en permitir el ingreso de las credenciales de una red inalámbrica y mostrar de forma remota la información generada por el sistema. En consecuencia, no interviene en el procesamiento de las señales fotopletimográficas, no modifica parámetros internos del algoritmo de estimación de hemoglobina y tampoco reemplaza la pantalla TFT integrada, la cual constituye el medio principal de visualización del prototipo.

3.3.1 Funcionamiento del servidor web

La interfaz fue implementada mediante un servidor web embebido utilizando la librería WebServer.h, permitiendo que el propio ESP32 genere y entregue las páginas web solicitadas por el usuario sin depender de servidores externos. El funcionamiento del servidor es administrado automáticamente por el firmware mediante dos modos de operación, seleccionados de acuerdo con el estado de la conectividad del dispositivo.

Durante el primer encendido del sistema, o cuando no existen credenciales WiFi almacenadas en la memoria no volátil del microcontrolador, el dispositivo inicia automáticamente en modo Punto de Acceso (Access Point, AP). Este mismo comportamiento ocurre cuando las

credenciales previamente almacenadas no permiten establecer una conexión con la red inalámbrica dentro de un tiempo máximo de espera de diez segundos.

En estas condiciones, el ESP32 crea una red inalámbrica denominada HB_MONITOR, permitiendo que un teléfono inteligente, una tableta o una computadora se conecten directamente al dispositivo. Una vez establecida la conexión, el usuario puede acceder mediante un navegador web a la dirección IP fija 192.168.4.1, donde se presenta la interfaz de configuración para registrar una nueva red inalámbrica.

Cuando el usuario introduce correctamente el nombre de la red (SSID) y la contraseña correspondiente, esta información se almacena de forma permanente en la memoria Flash del ESP32 mediante la librería Preferences.h. Posteriormente, el sistema reinicia automáticamente su funcionamiento y cambia al modo Estación (Station, STA), conectándose directamente a la red configurada.

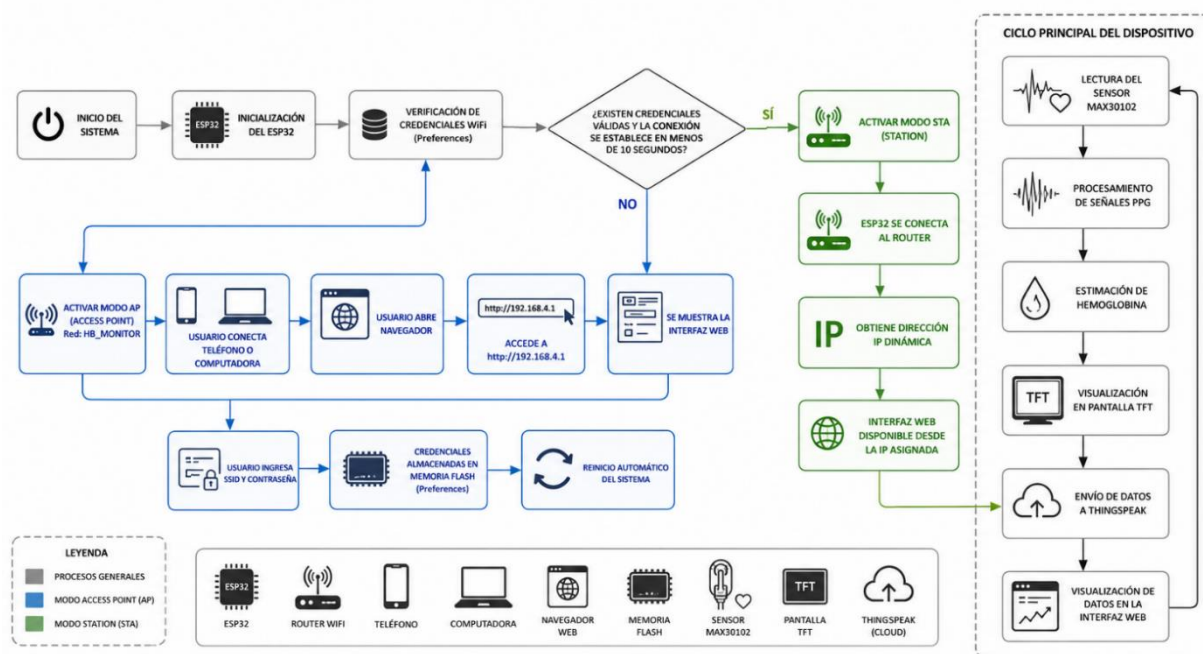


Figura 23. Diagrama de funcionamiento del servidor web y transición entre los modos AP y STA

En este modo de operación, el punto de acceso deja de estar disponible debido a que el dispositivo ya forma parte de la red inalámbrica seleccionada. Sin embargo, la interfaz web continúa funcionando y puede consultarse utilizando la dirección IP asignada dinámicamente por el router local, la cual es mostrada durante el proceso de conexión mediante el Monitor Serie del entorno de desarrollo.

3.3.2 Estructura de la interfaz web

La página web desarrollada presenta una estructura sencilla con el objetivo de facilitar su utilización por cualquier usuario. El contenido se encuentra organizado en dos secciones principales claramente diferenciadas.

La primera sección corresponde al módulo de configuración de la conexión inalámbrica. En esta área se presenta un formulario donde el usuario introduce el nombre de la red WiFi (SSID) y su contraseña. Adicionalmente, se muestra un indicador que informa el estado actual de la conexión, permitiendo verificar si el dispositivo se encuentra conectado correctamente a Internet o si permanece funcionando en modo de configuración.

La segunda sección está destinada a la visualización de la información generada por el sistema durante su funcionamiento. En ella se muestran los valores correspondientes a las señales ópticas IR y RED adquiridas por el sensor MAX30102, el valor estimado de hemoglobina obtenido mediante el algoritmo implementado, la clasificación asociada al resultado (*Sin dedo*, *Baja*, *Normal* o *Alta*) y el estado de detección del dedo sobre el sensor.

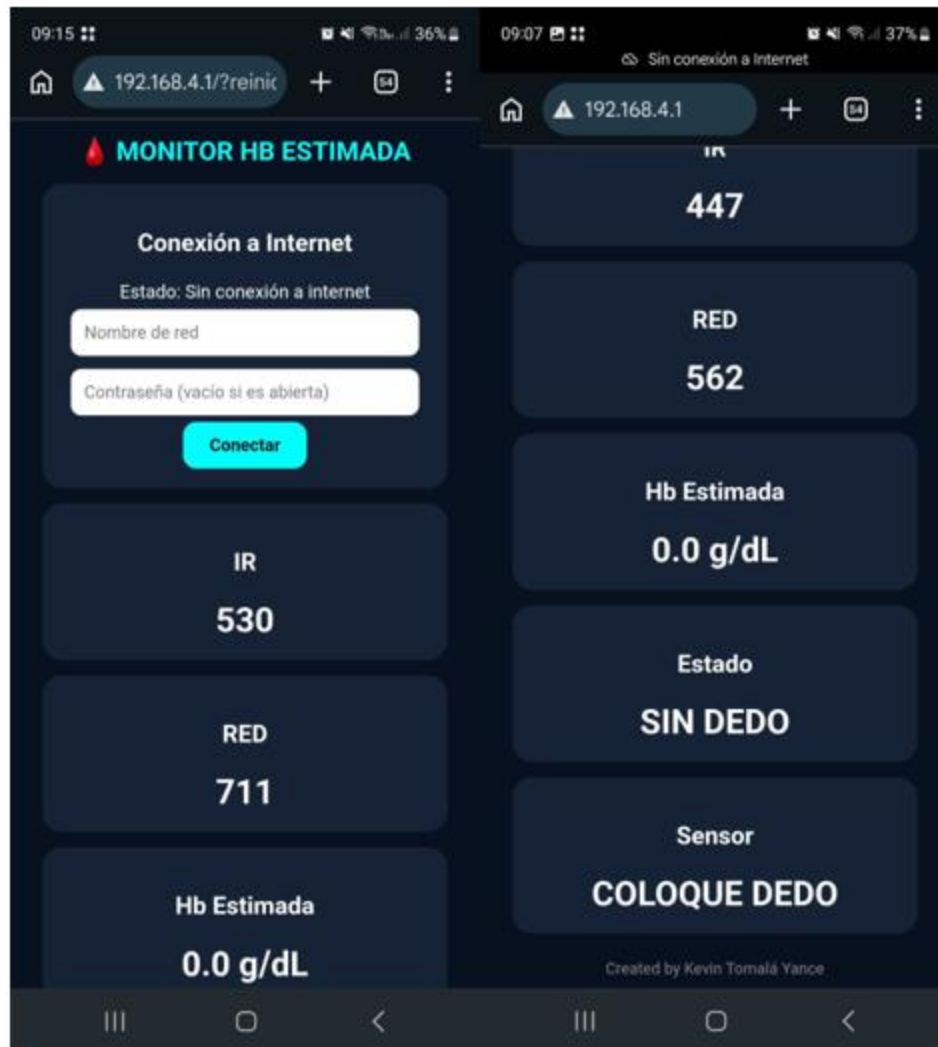


Figura 24. Interfaz web desarrollada para la configuración de la red inalámbrica y visualización remota de las variables del sistema

Esta información constituye una representación remota de los datos mostrados simultáneamente en la pantalla TFT integrada del dispositivo, permitiendo al usuario consultar el comportamiento del sistema desde cualquier equipo conectado a la misma red local, sin necesidad de interactuar físicamente con el prototipo.

3.3.3 Implementación de la interfaz

La interfaz de configuración y visualización del sistema fue implementada utilizando tecnologías web básicas, específicamente HTML y CSS, integradas directamente dentro del programa ejecutado por el microcontrolador ESP32. Esta estrategia permitió mantener una arquitectura compacta, evitando el uso de recursos adicionales como memorias externas, archivos independientes o servidores alojados fuera del dispositivo.

Cuando el usuario accede mediante un navegador web a la dirección del ESP32, el servidor HTTP integrado procesa la solicitud recibida y construye la página de manera dinámica. Durante este proceso, los valores obtenidos por el sensor son incorporados en la estructura HTML antes de ser enviados al cliente, permitiendo mostrar información actualizada correspondiente al estado del sistema.

La integración de la interfaz dentro del firmware facilita la implementación del prototipo, debido a que todos los elementos necesarios para su operación se encuentran contenidos en un único programa. De esta manera, la carga del código en el microcontrolador permite disponer tanto de la lógica de adquisición y procesamiento de señales como del módulo de configuración inalámbrica y visualización de datos.

3.3.4 Reconfiguración mediante botón físico

Con la finalidad de mejorar la autonomía de configuración del dispositivo, se implementó un mecanismo físico para restaurar los parámetros de conexión inalámbrica almacenados en el ESP32. Esta función permite recuperar el acceso al sistema cuando las credenciales previamente guardadas dejan de estar disponibles o cuando el dispositivo requiere ser conectado a una nueva red WiFi.

El procedimiento fue desarrollado utilizando el botón incorporado en la placa LilyGO TTGO T-Display, asociado al pin GPIO35. Durante la ejecución del firmware, el estado del botón es supervisado continuamente y, al detectar una pulsación prolongada cercana a cinco segundos, se ejecuta una rutina de reinicio de configuración.

Como parte de este proceso, el sistema elimina las credenciales WiFi almacenadas en la memoria no volátil del microcontrolador, reinicia la unidad de procesamiento y vuelve a activar el modo Punto de Acceso (AP). Posteriormente, el usuario puede ingresar nuevamente los parámetros de red mediante la interfaz web implementada.

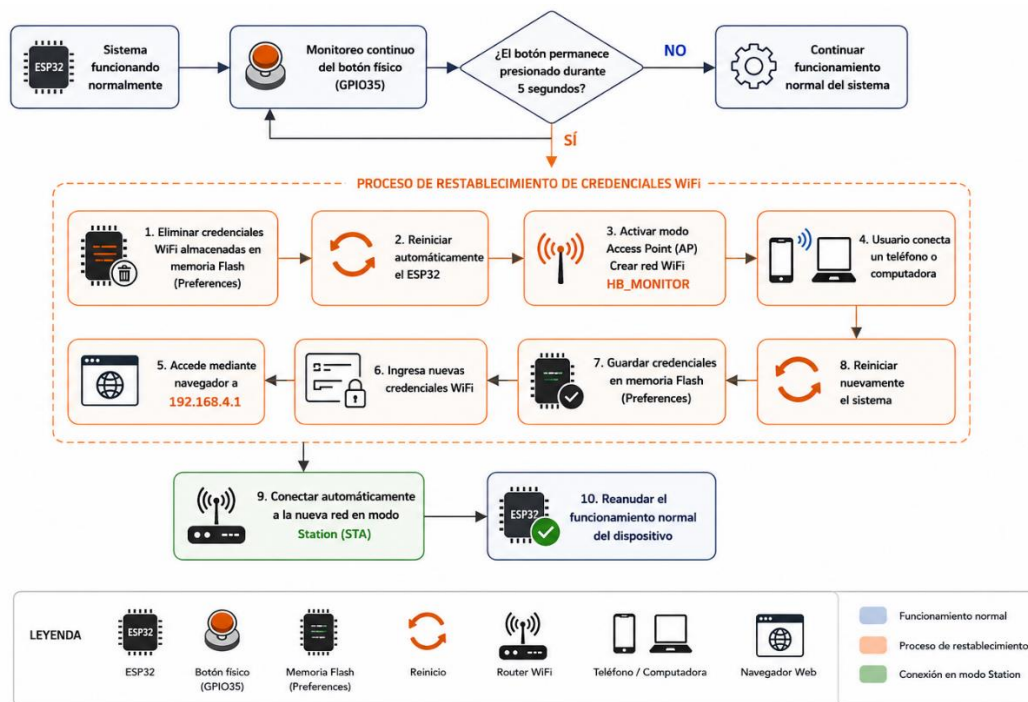


Figura 25. Diagrama del proceso de restablecimiento de credenciales mediante el botón físico

Este procedimiento facilita la configuración del dispositivo para operar en una red diferente sin necesidad de utilizar un computador con Arduino IDE ni realizar modificaciones en el código fuente, proporcionando un método de recuperación rápido y accesible para cualquier usuario.

3.3.5 Justificación de la implementación

La incorporación de un sistema de configuración inalámbrica mediante una interfaz web responde a la necesidad de simplificar la interacción entre el usuario y el prototipo. Debido a que el dispositivo fue diseñado con fines educativos y experimentales, se buscó reducir la complejidad del proceso inicial de configuración, permitiendo que la conexión a una red WiFi pueda realizarse desde dispositivos convencionales como teléfonos inteligentes o computadores.

A diferencia de sistemas que requieren modificar directamente el programa del microcontrolador para cambiar parámetros de red, la solución implementada permite realizar ajustes mediante una página web generada por el propio ESP32. Esto incrementa la versatilidad del dispositivo y facilita su utilización en diferentes espacios académicos, como laboratorios o actividades demostrativas.

La incorporación de almacenamiento permanente de credenciales y una alternativa física para restaurar la configuración mejora la portabilidad del sistema. Estas características permiten adaptar el prototipo a distintos escenarios de prueba sin realizar cambios en el firmware, reduciendo el tiempo requerido para la puesta en funcionamiento del equipo.

En conjunto, la interfaz web y el mecanismo de recuperación proporcionan una experiencia de usuario más sencilla, favoreciendo la implementación del prototipo durante prácticas educativas, validaciones experimentales y demostraciones relacionadas con sistemas embebidos e IoT.

3.4 Integración del prototipo desarrollado

Una vez implementados los módulos de adquisición, procesamiento, visualización local y conectividad IoT, se procedió a la integración de todos los componentes electrónicos en un único prototipo funcional. El dispositivo desarrollado incorpora el microcontrolador LilyGO TTGO T-Display ESP32, el sensor óptico MAX30102, el sistema de alimentación portátil y los elementos de control necesarios para su operación, permitiendo realizar la estimación didáctica de la concentración de hemoglobina y la transmisión de los datos hacia la plataforma ThingSpeak cuando existe conexión a Internet.

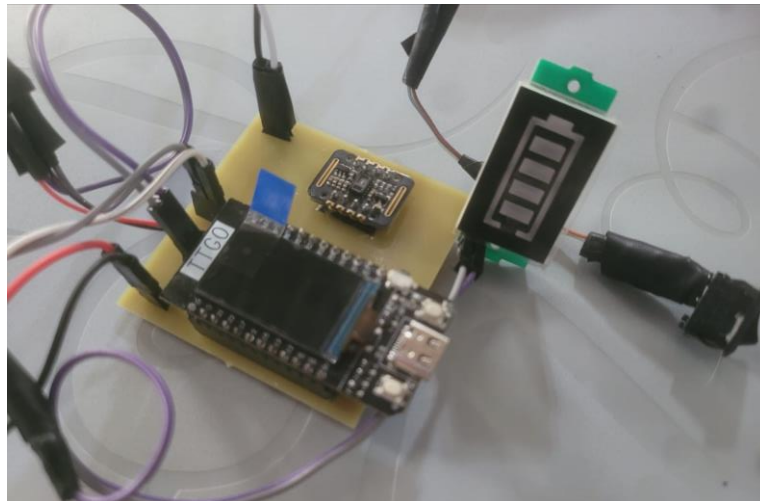


Figura 26. Prototipo ensamblado en la placa PCB

El prototipo final presenta un diseño compacto y portátil, facilitando su utilización en actividades académicas y de laboratorio. La pantalla TFT integrada facilita visualizar localmente los valores estimados de hemoglobina y las variables obtenidas durante el procesamiento de las señales PPG, mientras que la interfaz web incorporada posibilita la configuración inalámbrica de la conexión WiFi y el envío de la información hacia la plataforma IoT.

3.4.1 Diseño físico del prototipo

Con el propósito de mejorar la presentación, protección y portabilidad del sistema desarrollado, se diseñó e implementó una carcasa destinada a integrar los diferentes componentes electrónicos utilizados en el prototipo.

El diseño considera la disposición interna de la placa LilyGO TTGO T-Display ESP32, el sensor óptico MAX30102, la batería recargable de polímero de litio (Li-Po) y el sistema de alimentación, procurando mantener una distribución ordenada que facilite tanto el acceso a los elementos principales como el adecuado funcionamiento del dispositivo.

La carcasa incorpora una abertura frontal destinada a la pantalla TFT integrada en la placa ESP32, permitiendo la visualización directa de los valores estimados de hemoglobina y del estado del sistema. De igual manera, se contempla un orificio para el sensor MAX30102, diseñado para facilitar la correcta colocación del dedo durante la adquisición de las señales fotopletismográficas.

El diseño prevé el acceso al puerto USB-C para la programación y carga de la batería, así como el accionamiento del botón físico utilizado para el restablecimiento de las credenciales WiFi cuando sea necesario.

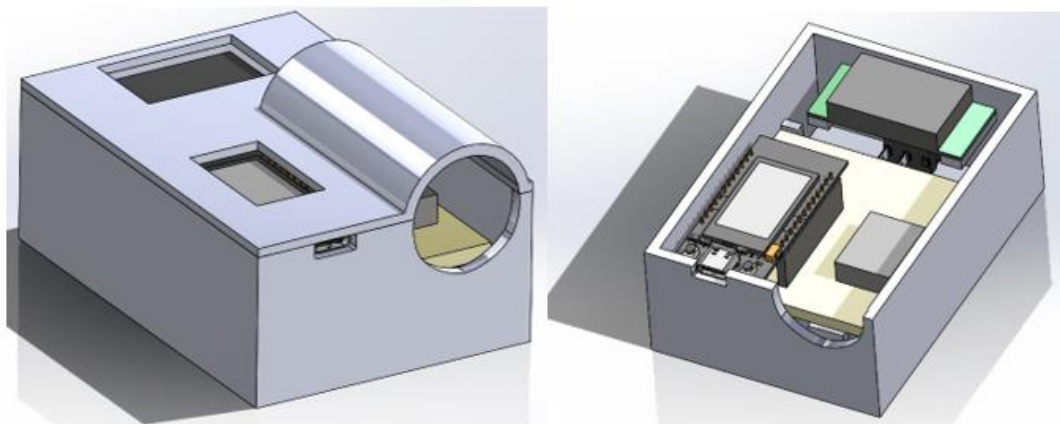


Figura 27. Diseño tridimensional de la carcasa desarrollada para el prototipo



Figura 28. Prototipo ensamblado con la carcasa implementada

La incorporación de una carcasa no modifica el funcionamiento electrónico del sistema; sin embargo, contribuye significativamente a la protección de los componentes, mejora la ergonomía del dispositivo y proporciona una presentación más adecuada para actividades de demostración, validación experimental y uso académico.

CAPÍTULO IV

4. RESULTADOS Y ANÁLISIS

4.1 Validación del sistema

La validación del sistema desarrollado se realizó considerando el alcance y los objetivos definidos para la presente investigación. El prototipo implementado no corresponde a un dispositivo médico de diagnóstico, sino a un sistema didáctico diseñado para estimar de forma referencial la concentración de hemoglobina a partir del procesamiento de señales fotopletimográficas (PPG) obtenidas mediante el sensor óptico MAX30102.

En consecuencia, la evaluación del sistema no se orientó a verificar la exactitud clínica de las estimaciones obtenidas ni a compararlas directamente con equipos médicos certificados, sino a comprobar el correcto funcionamiento de los diferentes módulos que conforman el prototipo, la estabilidad de las mediciones realizadas, la coherencia de los resultados con los rangos fisiológicos reportados en la literatura científica y el adecuado desempeño de los mecanismos de adquisición, procesamiento, visualización y transmisión de datos.

Bajo este enfoque, la validación experimental se estructuró en diferentes etapas que permitieron evaluar de manera integral tanto el funcionamiento del hardware y del software desarrollado como la consistencia de las estimaciones obtenidas durante las pruebas experimentales.

4.1.1 Validación funcional del hardware

Como primera etapa del proceso de validación, se verificó el funcionamiento individual y conjunto de los principales componentes de hardware que integran el sistema desarrollado. Esta

evaluación permitió comprobar la correcta interacción entre el microcontrolador, el sensor óptico, la pantalla de visualización y los módulos de comunicación utilizados durante la adquisición y transmisión de la información.

Las pruebas realizadas evidenciaron que el sensor MAX30102 estableció correctamente la comunicación mediante el protocolo I²C, permitiendo la adquisición continua de las señales correspondientes a las componentes ópticas roja (RED) e infrarroja (IR). De igual manera, la pantalla TFT integrada en la placa LilyGO TTGO T-Display mostró correctamente los valores estimados de hemoglobina, el estado de detección del dedo y las diferentes variables generadas durante el funcionamiento del sistema.

También se comprobó el correcto funcionamiento del módulo de conectividad inalámbrica del ESP32, verificando el establecimiento de la conexión WiFi, el almacenamiento permanente de las credenciales en memoria Flash y la transmisión de información hacia la plataforma ThingSpeak cuando existía acceso a Internet.

Durante las pruebas experimentales no se observaron pérdidas de comunicación entre los dispositivos ni reinicios inesperados del sistema, evidenciando un funcionamiento estable del hardware bajo las condiciones de operación consideradas en esta investigación.

La Tabla 10 resume los resultados obtenidos durante la validación funcional de cada uno de los componentes principales del prototipo.

Tabla 10.
Resultados de validación del sistema

Componente	Prueba realizada	Resultado
ESP32 TTGO T-Display	Inicialización del sistema	Correcto
MAX30102	Lectura continua de señales IR y RED	Correcto
Pantalla TFT	Visualización de resultados	Correcto
Módulo WiFi	Conexión a red inalámbrica	Correcto
Servidor web	Acceso desde navegador	Correcto

Almacenamiento Flash	Guardado de credenciales	Correcto
Botón GPIO35	Restablecimiento de credenciales	Correcto
ThingSpeak	Recepción de datos	Correcto

4.1.2 Eficiencia energética (duración de la batería)

La estimación de la duración de la batería se realizó con base en el consumo promedio de cada componente del sistema durante operación continua, considerando la batería LiPo de 1000 mAh utilizada en el prototipo

Tabla 11.
Consumo energético estimado por componente del prototipo

Componente	Consumo aproximado
ESP32 TTGO T-Display (activo + WiFi)	~170 mA
Sensor óptico MAX30102	~5 mA
Pantalla TFT integrada (activa)	~25 mA
Corriente promedio total	~200 mA

$$\text{Duración de batería (horas)} = \frac{\text{Capacidad de batería (mAh)}}{\text{Corriente promedio (mA)}}$$

Ecuación 5. Eficiencia energética [28]

$$\text{Duración de batería (horas)} = \frac{1000 \text{ mAh}}{200 \text{ mA}} = 5 \text{ horas}$$

El resultado indica que el prototipo puede operar de forma autónoma durante aproximadamente 5 horas en condiciones de uso continuo, lo cual es adecuado para el contexto educativo del proyecto, donde las sesiones de medición son de corta duración.

4.1.3 Validación del software embebido

Una vez verificado el correcto funcionamiento de los componentes de hardware, se procedió a validar el software embebido desarrollado para el control integral del sistema. Esta

etapa tuvo como finalidad comprobar que las diferentes funciones implementadas en el firmware operaran de manera coordinada y conforme a los requerimientos establecidos durante el diseño del prototipo.

La validación comprendió la ejecución de las principales rutinas responsables de la adquisición de datos provenientes del sensor MAX30102, el procesamiento de las señales fotopletismográficas, la estimación referencial de la concentración de hemoglobina, la visualización de la información en la pantalla TFT integrada, la gestión de la conectividad inalámbrica y la transmisión de datos hacia la plataforma ThingSpeak.

Durante las pruebas realizadas, el sistema ejecutó correctamente la secuencia de inicialización del microcontrolador, estableciendo la comunicación con el sensor mediante el protocolo I²C y permitiendo la adquisición continua de las componentes ópticas infrarroja (IR) y roja (RED). Posteriormente, el algoritmo implementado procesó las señales adquiridas y generó la estimación de hemoglobina, la cual fue mostrada en tiempo real junto con el estado de detección del dedo y la clasificación correspondiente.

También se verificó el correcto funcionamiento del sistema de configuración de red implementado mediante el servidor web embebido. El firmware administró adecuadamente la transición automática entre los modos Punto de Acceso (AP) y Estación (STA), permitiendo almacenar las credenciales de la red inalámbrica en la memoria Flash del ESP32 y reconectarse automáticamente después de cada reinicio del dispositivo.

De igual manera, se comprobó el funcionamiento del mecanismo de recuperación implementado mediante el botón físico conectado al GPIO35. Al mantener presionado dicho botón durante aproximadamente cinco segundos, el sistema eliminó correctamente las credenciales

almacenadas, reinició el microcontrolador y volvió al modo de configuración, permitiendo registrar una nueva red inalámbrica sin necesidad de reprogramar el dispositivo.

Se verificó el envío periódico de la información generada por el sistema hacia la plataforma ThingSpeak cuando existía disponibilidad de conexión a Internet, confirmando la correcta integración entre el procesamiento local de las señales y el monitoreo remoto implementado en el prototipo.

Los resultados obtenidos durante la validación evidencian que todas las funciones principales del software embebido operaron de manera estable y conforme a los requerimientos definidos para el desarrollo del sistema.

Tabla 12.
Resultados de la validación funcional del software embebido

Funcionalidad evaluada	Método de validación	Resultado
Inicialización del sistema	Encendido y ejecución del firmware	Correcto
Comunicación con el sensor MAX30102	Verificación de adquisición continua de señales IR y RED	Correcto
Procesamiento de señales PPG	Ejecución del algoritmo de estimación de hemoglobina	Correcto
Visualización en pantalla TFT	Comprobación de los datos mostrados durante la operación	Correcto
Servidor web embebido	Acceso desde un navegador web	Correcto
Cambio entre modo AP y modo STA	Configuración y reconexión a redes WiFi	Correcto
Almacenamiento de credenciales	Verificación de persistencia en memoria Flash	Correcto
Restablecimiento mediante GPIO35	Eliminación de credenciales y retorno al modo AP	Correcto
Transmisión hacia ThingSpeak	Verificación del envío y actualización de datos	Correcto

4.1.4 Validación de la conectividad IoT

Como parte del proceso de validación del sistema, se evaluó el funcionamiento de los mecanismos de comunicación implementados para la transmisión y visualización remota de la

información generada por el prototipo. Esta etapa tuvo como objetivo comprobar la correcta integración entre el dispositivo portátil, la red inalámbrica y la plataforma IoT utilizada para el monitoreo de las variables adquiridas por el sistema.

En primer lugar, se verificó el funcionamiento del servidor web embebido implementado en el ESP32. Durante las pruebas experimentales, el dispositivo permitió el acceso a la interfaz de configuración mediante un navegador web, tanto en modo Punto de Acceso (AP) como en modo Estación (STA), posibilitando el registro de nuevas credenciales WiFi y la consulta remota de las principales variables generadas por el sistema.

Se comprobó que la información mostrada en la interfaz web correspondiera en tiempo real con los datos visualizados en la pantalla TFT integrada del dispositivo. Las señales correspondientes a las componentes ópticas IR y RED, la estimación de hemoglobina, la clasificación obtenida y el estado de detección del dedo fueron actualizados correctamente cada vez que el usuario recargó la página web, evidenciando la adecuada comunicación entre el firmware y el servidor web embebido.

Una vez establecida la conexión con una red inalámbrica con acceso a Internet, se verificó el envío periódico de información hacia la plataforma ThingSpeak. Durante las pruebas, los datos transmitidos fueron recibidos correctamente por el canal configurado, permitiendo su almacenamiento en la nube y su representación gráfica mediante los paneles de visualización proporcionados por la plataforma.

La disponibilidad de los datos en ThingSpeak permitió comprobar el funcionamiento continuo del sistema de transmisión IoT, facilitando el monitoreo remoto de las variables generadas por el prototipo desde cualquier dispositivo con acceso al canal correspondiente. De esta manera,

fue posible verificar que el sistema mantiene una comunicación estable entre el dispositivo de adquisición y la plataforma de almacenamiento remoto durante las pruebas realizadas.

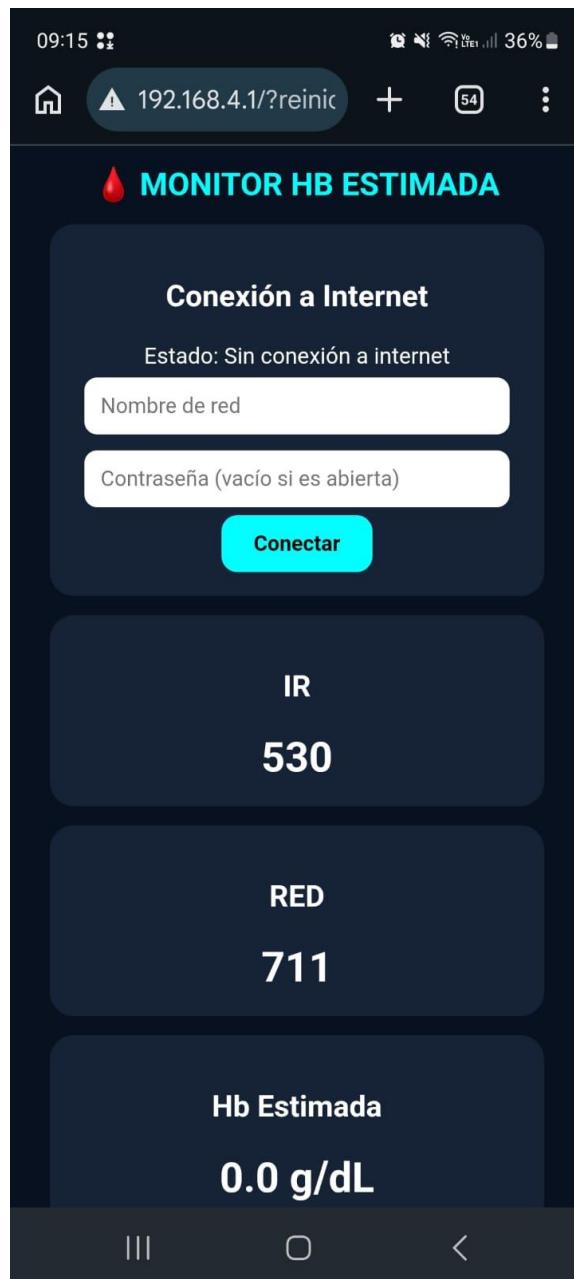


Figura 29. Interfaz web utilizada para la configuración de la red inalámbrica y la visualización remota de las variables del sistema

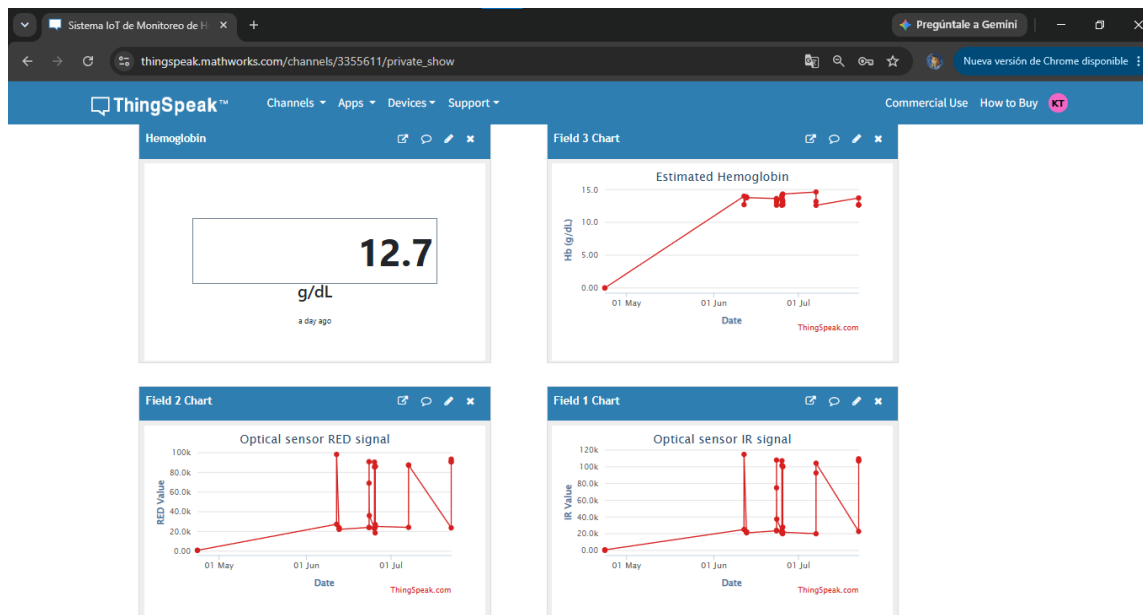


Figura 30. Canal implementado en la plataforma ThingSpeak para el almacenamiento y monitoreo de los datos transmitidos por el dispositivo

Los resultados obtenidos demuestran que la arquitectura de comunicación implementada permitió integrar satisfactoriamente la adquisición de señales biomédicas, el procesamiento local de la información y su posterior transmisión hacia un servicio en la nube, cumpliendo con los objetivos planteados para el desarrollo del sistema.

Tabla 13.
Resultados de la validación de la conectividad IoT

Función evaluada	Resultado obtenido
Acceso a la interfaz web en modo AP	Correcto
Configuración de credenciales WiFi	Correcto
Almacenamiento de credenciales en memoria Flash	Correcto
Reconexión automática a la red configurada	Correcto
Visualización remota de variables	Correcto
Transmisión de datos hacia ThingSpeak	Correcto
Almacenamiento de datos en la nube	Correcto
Visualización gráfica en ThingSpeak	Correcto

4.1.5 Validación de la adquisición de señales fotopletimográficas

La correcta adquisición de las señales fotopletimográficas constituye una etapa fundamental dentro del funcionamiento del sistema desarrollado, debido a que la estimación de la concentración de hemoglobina depende directamente de la calidad de la información obtenida por el sensor óptico MAX30102.

Con el propósito de verificar el adecuado funcionamiento de esta etapa, se realizaron diversas pruebas experimentales en las cuales se evaluó la respuesta del sensor ante la presencia y ausencia del dedo sobre la superficie de medición. Durante dichas pruebas, el sistema permitió adquirir de manera continua las componentes ópticas correspondientes a la luz infrarroja (IR) y roja (RED), utilizadas posteriormente por el algoritmo de estimación.

Se observó que, en ausencia del dedo, los valores registrados por el sensor permanecían por debajo del umbral establecido por el algoritmo, condición que fue identificada correctamente por el sistema mediante el estado "Sin dedo". Por el contrario, al colocar el dedo sobre el sensor, las componentes IR y RED presentaron variaciones estables y continuas, permitiendo al algoritmo iniciar el procesamiento de la señal y generar la correspondiente estimación de hemoglobina.

Durante las pruebas también se comprobó que las señales adquiridas fueron visualizadas correctamente tanto en la pantalla TFT integrada como en la interfaz web desarrollada para el sistema, confirmando la adecuada comunicación entre el módulo de adquisición y los diferentes módulos de visualización implementados.



Figura 31. Visualización de las componentes ópticas IR y RED obtenidas por el sistema durante una medición

Los resultados obtenidos evidencian que el proceso de adquisición de señales fotopletimográficas se realizó de manera estable durante las pruebas experimentales, proporcionando la información necesaria para el funcionamiento del modelo matemático implementado en el prototipo.

*Tabla 14.
Validación de la adquisición de señales fotopletimográficas*

Aspecto evaluado	Resultado obtenido
Detección de presencia del dedo	Correcta
Detección de ausencia del dedo	Correcta
Adquisición continua de la componente IR	Correcta
Adquisición continua de la componente RED	Correcta
Actualización de datos en pantalla TFT	Correcta
Actualización de datos en la interfaz web	Correcta
Disponibilidad de las señales para el algoritmo de estimación	Correcta

4.1.6 Coherencia con rangos fisiológicos

Con el objetivo de evaluar la validez de los resultados obtenidos mediante el prototipo desarrollado, se realizó una comparación referencial entre los valores de hemoglobina estimados y los rangos fisiológicos reportados en la literatura médica.

La hemoglobina es un parámetro clínico que tradicionalmente se determina mediante análisis de laboratorio a partir de muestras sanguíneas. Diversas entidades de salud han establecido rangos normales que varían en función de factores como la edad y el sexo, los cuales sirven como referencia para la interpretación de resultados.

En este contexto, los valores de hemoglobina estimados por el sistema propuesto se ubicaron dentro de los rangos fisiológicos considerados normales para individuos sanos, lo que indica una coherencia entre la estimación realizada y los valores reportados en estudios clínicos.

Es importante destacar que, debido al enfoque didáctico del proyecto, no se busca reemplazar métodos clínicos de medición, sino demostrar que, a partir de señales fotopletismográficas obtenidas mediante el sensor MAX30102 y el uso de modelos matemáticos basados en absorción óptica diferencial, es posible obtener estimaciones coherentes con el comportamiento fisiológico esperado.

Por lo tanto, la correspondencia entre los valores obtenidos y los rangos establecidos en la literatura respalda la validez conceptual del modelo implementado.

La Tabla 15 presenta los rangos fisiológicos de referencia de la concentración de hemoglobina establecidos en la literatura científica y en organismos internacionales de salud. Estos valores constituyen el criterio de comparación empleado para interpretar las estimaciones obtenidas por el prototipo desarrollado, permitiendo verificar si los resultados se encuentran dentro de los intervalos esperados para individuos sanos según su grupo poblacional. En este trabajo, debido a que las pruebas experimentales se realizaron en adultos jóvenes, se consideraron como referencia los rangos correspondientes a hombres y mujeres adultos, conforme a los valores

establecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS) y respaldados por textos de fisiología médica.

Tabla 15.
Rangos fisiológicos de hemoglobina según edad y sexo

Grupo poblacional	Hemoglobina (g/dL)
Recién nacidos	16.5 – 21.5
Niños (6 meses – 5 años)	11.0 – 13.5
Niños (6 – 12 años)	11.5 – 15.5
Hombres adultos	12.5 – 17.5
Mujeres adultas	12.0 – 16.0
Adultos mayores	12.0 – 16.5

4.1.7 Resultados experimentales del sistema propuesto

Con el propósito de evaluar el comportamiento del sistema desarrollado, se realizaron pruebas experimentales utilizando el prototipo implementado sobre un grupo de ocho voluntarios, conformado por cuatro hombres y cuatro mujeres con edades comprendidas entre 20 y 22 años. En cada participante se efectuaron cinco mediciones consecutivas bajo condiciones similares de adquisición, procurando mantener una correcta colocación del dedo sobre el sensor y minimizar el movimiento durante el proceso de captura.

Para cada participante se registraron las estimaciones de hemoglobina generadas por el algoritmo implementado, calculándose posteriormente el valor promedio de las cinco mediciones realizadas. Los resultados obtenidos se presentan en la Tabla 16.

Tabla 16.
Resultados de pruebas de repetibilidad del sistema

Grupo	Participante	P	P	P	P	P	P
rueba 1	rueba 2	rueba 3	rueba 4	rueba 5	P	Pr	
Hombres 20–22	Pers	1	1	1	1	1	12.
ona A	2.5	2.5	2.4	2.4	2.5	46	
Hombres 20–22	Pers	1	1	1	1	1	12.
ona B	2.4	2.5	2.5	2.5	2.5	48	

Hombres 20–22	H	ona C	Pers	2.7	1	2.7	1	2.7	1	2.6	1	2.7	1	68	12.
Hombres 20–22	H	ona D	Pers	2.4	1	2.4	1	2.4	1	2.4	1	2.5	1	42	12.
Mujeres 20–22	M	ona A	Pers	2.9	1	2.9	1	3.0	1	3.0	1	3.0	1	96	12.
Mujeres 20–22	M	ona B	Pers	2.7	1	2.7	1	2.7	1	2.6	1	2.7	1	68	12.
Mujeres 20–22	M	ona C	Pers	2.5	1	2.4	1	2.4	1	2.4	1	2.5	1	44	12.
Mujeres 20–22	M	ona D	Pers	3.0	1	2.9	1	2.9	1	2.9	1	2.9	1	92	12.

De manera general, las estimaciones obtenidas presentaron una variación reducida entre mediciones consecutivas para cada participante, observándose diferencias máximas de 0.10 g/dL. Los valores promedio oscilaron entre 12.42 y 12.96 g/dL, manteniéndose dentro del intervalo esperado para la población evaluada. Estos resultados constituyen la base para el análisis de repetibilidad y estabilidad desarrollado en la siguiente sección.

4.1.8 Análisis de repetibilidad y estabilidad

Con el fin de evaluar la consistencia de las estimaciones generadas por el sistema, se realizó un análisis estadístico descriptivo de las mediciones obtenidas para cada participante. Para ello se calcularon indicadores como el promedio, la mediana, los valores mínimo y máximo, el rango de variación, la desviación estándar y el coeficiente de variación, los cuales posibilitan cuantificar la estabilidad del algoritmo implementado durante mediciones consecutivas.

Tabla 17.
Análisis estadístico descriptivo de las mediciones obtenidas por el sistema

Grupo	Participante	Promedio (g/dL)	Mediana (g/dL)	Mínimo	Máximo	Rango	Desviación estándar	Coefficiente de variación (%)
Hombres 20–22	Persona A	2.46	2.50	2.40	2.50	.10	0.049	39
Hombres 20–22	Persona B	2.48	2.50	2.40	2.50	.10	0.040	32
Hombres 20–22	Persona C	2.68	2.70	2.60	2.70	.10	0.040	32
Hombres 20–22	Persona D	2.42	2.40	2.40	2.50	.10	0.040	32
Mujeres 20–22	Persona A	2.96	3.00	2.90	3.00	.10	0.049	38
Mujeres 20–22	Persona B	2.68	2.70	2.60	2.70	.10	0.040	32
Mujeres 20–22	Persona C	2.44	2.40	2.40	2.50	.10	0.049	39
Mujeres 20–22	Persona D	2.92	2.90	2.90	3.00	.10	0.040	31

El análisis estadístico descriptivo evidencia una elevada consistencia en las estimaciones obtenidas mediante el sistema desarrollado. En todos los participantes evaluados se registró un rango máximo de variación de 0.10 g/dL entre las cinco mediciones realizadas, lo que indica una dispersión reducida de los resultados bajo condiciones similares de adquisición.

La desviación estándar calculada osciló entre 0.040 y 0.049 g/dL, mientras que el coeficiente de variación fue inferior al 0.40 % en todos los casos. Estos valores reflejan una baja variabilidad entre mediciones consecutivas y sugieren que el algoritmo implementado presenta un

comportamiento estable cuando la adquisición de la señal fotopletimográfica se realiza en condiciones controladas.

Asimismo, la coincidencia entre la media y la mediana en la mayoría de los participantes indica la ausencia de valores atípicos durante las pruebas, lo que respalda la consistencia del proceso de adquisición y procesamiento de las señales ópticas.

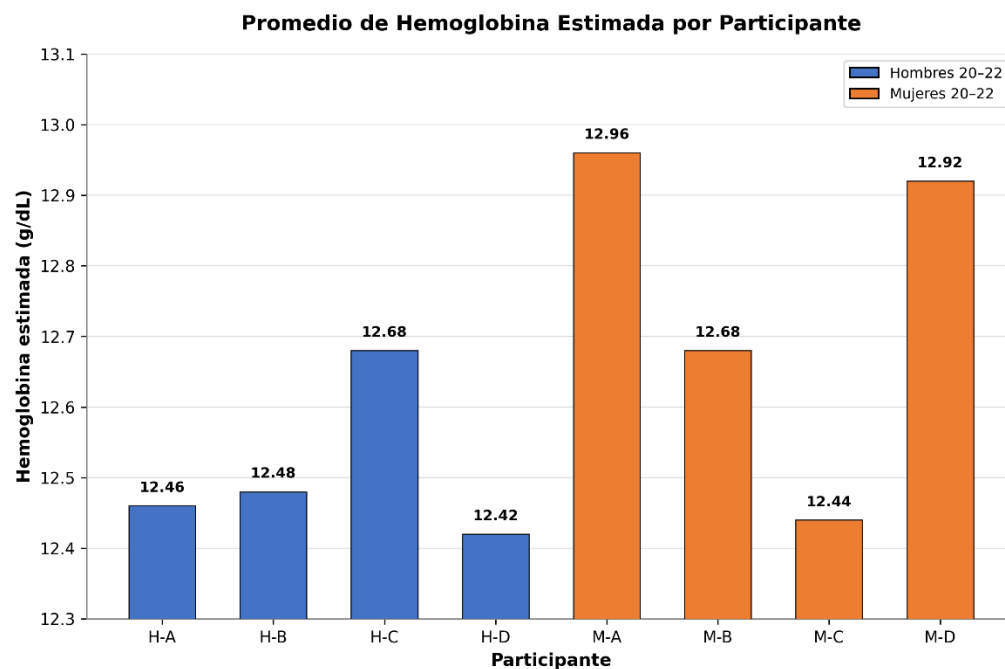


Figura 32. Promedio de hemoglobina estimada para cada participante durante las pruebas experimentales

En conjunto, estos resultados hacen posible afirmar que el sistema presenta una adecuada repetibilidad en la estimación referencial de la hemoglobina, constituyendo una característica relevante para su utilización como herramienta didáctica y de investigación.

4.1.9 Análisis del uso de un dispositivo comercial como referencia

Con el propósito de analizar la posibilidad de realizar una validación experimental mediante un equipo comercial, se evaluó el uso de un oxímetro de pulso convencional como referencia durante las pruebas del sistema desarrollado. Para ello se empleó el modelo WLX-503, dispositivo ampliamente utilizado para la medición no invasiva de la saturación de oxígeno en sangre (SpO_2) y la frecuencia cardíaca.

El funcionamiento del oxímetro comercial se basa, al igual que el sistema propuesto, en la técnica de fotoplethysmografía óptica (PPG), utilizando emisores de luz en las regiones roja e infrarroja del espectro para analizar las variaciones en la absorción óptica producidas por el flujo sanguíneo. Debido a esta similitud en el principio físico de funcionamiento, inicialmente se consideró la posibilidad de utilizar este dispositivo como elemento de comparación.

Cabe mencionar que, durante el análisis técnico se identificó que los equipos comerciales de este tipo procesan internamente las señales adquiridas mediante algoritmos propietarios, entregando al usuario únicamente los valores finales correspondientes a la saturación de oxígeno (SpO_2) y la frecuencia cardíaca. Las señales ópticas originales (IR y RED), así como las etapas de procesamiento empleadas para obtener dichos parámetros, no son accesibles para el usuario ni pueden ser exportadas para su análisis.

Esta limitación impide aplicar sobre el dispositivo comercial el mismo modelo matemático utilizado en el presente trabajo para la estimación referencial de la hemoglobina, ya que dicho algoritmo requiere como entrada las componentes ópticas IR y RED obtenidas directamente del sensor MAX30102. En consecuencia, los valores proporcionados por el oxímetro no pueden emplearse para establecer una comparación cuantitativa equivalente con las estimaciones generadas por el prototipo desarrollado.

Debe considerarse que los parámetros medidos por ambos sistemas son diferentes. Mientras el oxímetro comercial ha sido diseñado para estimar la saturación funcional de oxígeno y la frecuencia cardíaca, el prototipo desarrollado tiene como objetivo obtener una estimación referencial de la concentración de hemoglobina mediante el procesamiento de señales fotopletismográficas. Por lo tanto, ambos dispositivos responden a finalidades distintas y no existe una relación directa que permita comparar sus resultados de forma objetiva.

En virtud de estas consideraciones, la validación del sistema no se fundamentó en la comparación con un dispositivo comercial, sino en criterios acordes con el alcance de la investigación. Dichos criterios incluyeron la verificación funcional del hardware y del software desarrollado, la estabilidad de las mediciones obtenidas durante las pruebas experimentales, la repetibilidad del algoritmo implementado y la coherencia de las estimaciones con los rangos fisiológicos reportados en la literatura científica.



Figura 33. Oxímetro comercial (WLX-503) utilizado como referencia experimental

La Figura 33 presenta el oxímetro comercial utilizado durante el análisis comparativo, mientras que la Tabla 18 resume las principales diferencias entre dicho dispositivo y el prototipo desarrollado en esta investigación.

Tabla 18.
Comparación entre dispositivo comercial y prototipo propuesto

Característica	Oxímetro comercial WLX-503	Prototipo desarrollado
Finalidad	Medición clínica de SpO ₂ y frecuencia cardíaca	Estimación referencial de hemoglobina
Sensor óptico	Integrado por el fabricante	MAX30102
Señales IR y RED	No accesibles para el usuario	Accesibles y procesadas por el algoritmo
Algoritmo de procesamiento	Propietario (cerrado)	Desarrollo propio
Parámetros mostrados	SpO ₂ y frecuencia cardíaca	IR, RED, Hb estimada y estado del sistema
Posibilidad de modificar el algoritmo	No disponible	Sí
Integración IoT	No disponible	ThingSpeak e interfaz web
Enfoque del dispositivo	Médico comercial	Didáctico y de investigación

Aunque no fue posible realizar una comparación cuantitativa directa con un dispositivo comercial, el análisis efectuado permitió evidenciar que ambos sistemas comparten el mismo principio físico de adquisición basado en fotopleetismografía. Sin embargo, la naturaleza propietaria del procesamiento implementado por los oxímetros comerciales limita el acceso a la información necesaria para reproducir o contrastar el modelo matemático utilizado en esta investigación. Por esta razón, la estrategia de validación adoptada se orientó a verificar la consistencia interna del sistema desarrollado y la coherencia fisiológica de las estimaciones obtenidas, criterios acordes con el carácter didáctico y experimental del prototipo.

4.2 Discusión de resultados

Los resultados obtenidos durante el proceso de validación posibilitan afirmar que el sistema desarrollado cumplió satisfactoriamente con los objetivos planteados para la presente investigación. Desde el punto de vista funcional, el prototipo demostró un comportamiento estable durante las diferentes etapas de operación, comprendiendo la adquisición de señales fotopletimográficas, el procesamiento de la información, la estimación referencial de la concentración de hemoglobina, la visualización local de los resultados y su transmisión hacia la plataforma ThingSpeak mediante conexión inalámbrica.

Las pruebas realizadas evidenciaron que el hardware y el software embebido operaron de manera integrada, manteniendo una comunicación adecuada entre el sensor MAX30102, el microcontrolador ESP32, la pantalla TFT, el servidor web y la plataforma IoT utilizada para el almacenamiento y monitoreo remoto de los datos. La correcta interacción entre estos módulos permitió garantizar el funcionamiento continuo del sistema durante las pruebas experimentales.

En relación con las estimaciones obtenidas, los valores registrados presentaron una variación reducida entre mediciones consecutivas realizadas sobre un mismo participante. El análisis estadístico descriptivo mostró desviaciones estándar inferiores a 0.05 g/dL y coeficientes de variación menores al 0.40 %, lo que indica una alta repetibilidad del algoritmo implementado bajo condiciones controladas de adquisición. Estos resultados sugieren que el sistema genera estimaciones consistentes cuando la posición del dedo y las condiciones de medición permanecen estables.

La comparación referencial con los rangos fisiológicos reportados en la literatura médica evidenció que los valores promedio obtenidos durante las pruebas se ubicaron dentro de los intervalos esperados para adultos jóvenes aparentemente sanos. Si bien esta observación no

constituye una validación clínica del prototipo, sí representa un indicio de que el modelo matemático implementado produce estimaciones coherentes con el comportamiento fisiológico esperado para la población evaluada.

Uno de los principales aportes del presente trabajo radica en la integración de diferentes áreas de conocimiento dentro de un único sistema. A diferencia de investigaciones enfocadas exclusivamente en el procesamiento de señales biomédicas o en el desarrollo de plataformas IoT, el prototipo desarrollado combina la adquisición de señales fotopletimográficas, el procesamiento digital de datos, la estimación referencial de hemoglobina, la comunicación inalámbrica y el monitoreo remoto mediante una plataforma en la nube, conformando una herramienta didáctica orientada al aprendizaje de tecnologías aplicadas a la ingeniería biomédica y de telecomunicaciones.

Durante el desarrollo también se identificaron limitaciones propias del alcance de la investigación. La principal corresponde a la imposibilidad de comparar cuantitativamente las estimaciones obtenidas con un equipo clínico de referencia, debido a que los oxímetros comerciales no proporcionan acceso a las señales ópticas IR y RED necesarias para aplicar el modelo matemático implementado. Por esta razón, la estrategia de validación se fundamentó en la verificación funcional del sistema, la repetibilidad de las mediciones y la coherencia fisiológica de las estimaciones generadas.

Los resultados obtenidos respaldan la viabilidad técnica de la arquitectura propuesta y demuestran que el prototipo constituye una plataforma funcional para fines educativos y de investigación, permitiendo comprender el potencial de las técnicas fotopletimográficas aplicadas a la estimación no invasiva de parámetros hematológicos.

4.3 Limitaciones del sistema

Durante el desarrollo y evaluación del prototipo se identificaron diferentes factores que condicionan el alcance de los resultados obtenidos. Debido a que el sistema fue diseñado como una herramienta experimental para fines educativos, su funcionamiento debe analizarse considerando las características propias de un prototipo de investigación y no bajo los criterios establecidos para equipos biomédicos empleados en aplicaciones clínicas.

Una de las principales restricciones corresponde al número de participantes considerados en la etapa experimental. Las pruebas fueron realizadas con una muestra conformada por ocho personas con edades entre 20 y 22 años, lo cual permitió verificar la operación del sistema, analizar la repetibilidad de las mediciones y observar el comportamiento de la estimación obtenida. Sin embargo, este tamaño de muestra no permite representar la variabilidad fisiológica presente en una población general ni desarrollar un modelo con capacidad de aplicación clínica.

Otro aspecto limitante está relacionado con la validación externa de los valores estimados. Para realizar una comparación directa sería necesario disponer de un método de referencia clínico capaz de proporcionar mediciones certificadas de hemoglobina junto con condiciones controladas de prueba. Aunque se consideró la utilización de dispositivos comerciales disponibles en el mercado, estos equipos no proporcionan acceso a las señales internas utilizadas para sus cálculos debido a la naturaleza cerrada de sus algoritmos, dificultando establecer una comparación directa con el modelo implementado.

La calidad de la señal fotopletimográfica obtenida mediante el sensor MAX30102 puede verse afectada por diferentes condiciones durante la adquisición. Variables como el movimiento del usuario, la posición del dedo, la presión aplicada sobre el sensor, cambios en la circulación periférica, temperatura de la piel e iluminación ambiental pueden introducir variaciones en la señal

registrada. Estas alteraciones pueden influir en las componentes ópticas RED e IR utilizadas como entrada para la estimación de hemoglobina.

El modelo matemático utilizado en el prototipo corresponde a una aproximación experimental basada en la relación entre señales ópticas obtenidas mediante fotoplethysmografía. Debido a su carácter simplificado, los valores generados representan una estimación orientada al aprendizaje y análisis de señales biomédicas, por lo que no deben considerarse mediciones clínicas ni emplearse como criterio para diagnóstico o toma de decisiones médicas.

4.4 Cumplimiento de los objetivos del proyecto

Una vez concluidas las etapas de diseño, implementación y validación del prototipo, se realizó una revisión del grado de cumplimiento de los objetivos planteados al inicio de la investigación. Para ello, se analizaron los resultados obtenidos durante el desarrollo experimental, verificando que las actividades ejecutadas permitieron alcanzar las metas propuestas dentro del alcance definido para el proyecto.

La Tabla 19 presenta la correspondencia entre cada uno de los objetivos específicos y las evidencias obtenidas durante el desarrollo e implementación del sistema.

Tabla 19.
Cumplimiento de los objetivos específicos del proyecto

Objetivo específico	Evidencia de cumplimiento	Resultado
Implementar un sistema de adquisición y procesamiento de señales fotoplethysmográficas (PPG) utilizando el sensor óptico MAX30102, aplicando técnicas de acondicionamiento y filtrado para obtener información estable y representativa.	Se implementó exitosamente el sistema de adquisición utilizando el sensor MAX30102 y el microcontrolador ESP32. Las señales PPG fueron capturadas, procesadas y filtradas, obteniéndose datos estables que permitieron el funcionamiento adecuado del algoritmo de estimación.	Cumplido
Implementar un modelo de estimación didáctica de la concentración de hemoglobina basado en el análisis de las componentes	Se implementó el algoritmo de estimación dentro del sistema embebido, utilizando las señales ópticas RED e IR para generar una estimación referencial	Cumplido

ópticas roja (RED) e infrarroja (IR), integrándolo en un sistema embebido con visualización local de los resultados. Implementar un sistema de conectividad IoT que permita la configuración inalámbrica del dispositivo, la transmisión remota de la información y el monitoreo de las variables obtenidas mediante una plataforma en la nube.	de la concentración de hemoglobina, cuyos resultados fueron visualizados en tiempo real mediante la pantalla TFT integrada del dispositivo. Se desarrolló un sistema de conectividad basado en WiFi que incorpora una interfaz web para la configuración de la red inalámbrica, además de la transmisión automática de los datos hacia la plataforma ThingSpeak, permitiendo el monitoreo remoto de las variables adquiridas por el sistema.	Cumplido
---	--	-----------------

Los resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto posibilitan verificar que los tres objetivos específicos fueron alcanzados satisfactoriamente. La implementación del sistema de adquisición y procesamiento de señales fotopletiomográficas permitió obtener información estable para el funcionamiento del algoritmo desarrollado. Posteriormente, la integración del modelo de estimación dentro del sistema embebido hizo posible generar estimaciones referenciales de la concentración de hemoglobina con visualización local en la pantalla TFT del dispositivo.

La incorporación de tecnologías IoT permitió ampliar las funcionalidades del prototipo mediante la implementación de una interfaz web para la configuración inalámbrica de la red y la transmisión de la información hacia la plataforma ThingSpeak, facilitando el monitoreo remoto de las variables adquiridas. La integración de estos componentes permitió consolidar un sistema funcional que combina adquisición de señales biomédicas, procesamiento digital, conectividad inalámbrica y visualización local y remota.

El cumplimiento de los objetivos específicos evidencia que también se alcanzó el objetivo general de la investigación, consistente en diseñar e implementar un sistema biomédico de bajo costo para la estimación didáctica de niveles de hemoglobina mediante el análisis de señales fotopletiomográficas e integración con tecnologías IoT.

CONCLUSIONES

Se implementó satisfactoriamente un sistema de adquisición y procesamiento de señales fotopletimográficas utilizando el sensor óptico MAX30102 y la plataforma LilyGO TTGO T-Display ESP32. La aplicación de un proceso de acondicionamiento basado en filtrado digital permitió reducir las variaciones presentes en la señal capturada, obteniendo datos más estables para el análisis posterior. Durante las pruebas experimentales se comprobó que el sistema fue capaz de detectar correctamente la presencia del dedo y adquirir de manera continua las componentes ópticas roja (RED) e infrarroja (IR), constituyendo una base confiable para la estimación didáctica de la hemoglobina.

Se logró implementar un modelo de estimación didáctica de la concentración de hemoglobina a partir de las señales ópticas obtenidas por el sensor MAX30102, empleando una relación matemática entre las componentes RED e IR. Los resultados obtenidos presentaron un comportamiento estable durante las mediciones repetidas y mostraron coherencia con los rangos fisiológicos reportados en la literatura científica para personas sanas. Aunque el sistema no constituye un dispositivo médico ni pretende reemplazar los métodos clínicos de laboratorio, demostró que las señales fotopletimográficas pueden emplearse como base para desarrollar modelos educativos orientados al estudio de técnicas de estimación no invasiva.

Se implementó un sistema de conectividad IoT que permitió integrar el prototipo con una plataforma de monitoreo remoto mediante conexión WiFi. La incorporación de una interfaz web para la configuración de credenciales inalámbricas, junto con el almacenamiento permanente de dichas credenciales en la memoria del ESP32 y la transmisión de información hacia ThingSpeak, incrementó la facilidad de uso del dispositivo sin requerir reprogramaciones cada vez que cambia

la red disponible. Estas características mejoran la portabilidad del sistema y facilitan su utilización en distintos entornos académicos.

El desarrollo de este proyecto permitió comprobar que la estimación referencial de la concentración de hemoglobina mediante señales fotopletismográficas constituye una alternativa viable para el aprendizaje de principios relacionados con la instrumentación biomédica y el procesamiento de señales, siempre que sus resultados sean interpretados dentro del alcance didáctico para el cual fue concebido. El prototipo desarrollado no busca sustituir equipos médicos especializados ni procedimientos clínicos de laboratorio; sin embargo, representa una plataforma tecnológica funcional que puede emplearse como herramienta de apoyo en actividades de docencia, investigación y experimentación dentro del ámbito de la Ingeniería en Telecomunicaciones y áreas afines.

RECOMENDACIONES

- El prototipo desarrollado puede ser utilizado como recurso académico para prácticas relacionadas con instrumentación biomédica, procesamiento digital de señales y sistemas IoT. Su implementación permite que los estudiantes trabajen con un sistema real donde pueden observar el proceso completo, desde la adquisición de señales mediante el sensor MAX30102 hasta la visualización de los resultados obtenidos.
- Para futuros trabajos de investigación, se plantea la posibilidad de utilizar la arquitectura implementada como punto de partida para incorporar métodos de procesamiento más avanzados. Entre estas mejoras pueden considerarse nuevos algoritmos de filtrado, técnicas de extracción de características de la señal PPG o la evaluación de otros sensores orientados a la adquisición de variables fisiológicas.

- Como línea de mejora, se puede ampliar la plataforma de monitoreo mediante el desarrollo de aplicaciones web o móviles que permitan almacenar, consultar y analizar las mediciones realizadas durante diferentes sesiones de prueba. Esto permitiría aprovechar de mejor manera los datos generados por el sistema y facilitar el análisis de tendencias.
- Debido al enfoque educativo del prototipo, resulta conveniente continuar promoviendo su utilización como plataforma experimental dentro de entornos académicos. La posibilidad de modificar tanto el hardware como el software permite que estudiantes puedan estudiar la relación entre las señales fisiológicas, los algoritmos de procesamiento y los sistemas de comunicación inalámbrica.
- Para futuras modificaciones del sistema, se recomienda conservar una estructura modular en los componentes electrónicos y en el código desarrollado. Esta característica permitirá realizar actualizaciones o incorporar nuevas funciones sin necesidad de rediseñar completamente la plataforma, facilitando la evolución del prototipo hacia nuevas aplicaciones educativas o experimentales.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] J. Allen, «Photoplethysmography and its Application in Clinical Physiological Measurement», *Physiol. Meas.*, vol. 28, n.º 3, pp. R1-R39, 2007, doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [2] M. Elgendi, «On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals», *Curr. Cardiol. Rev.*, vol. 8, n.º 1, pp. 14-25, 2012, doi: 10.2174/157340312801215782.
- [3] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, y M. Yoshida, «Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present», *Electronics*, vol. 3, n.º 2, pp. 282-302, 2014, doi: 10.3390/electronics3020282.
- [4] Y. Li, Z. Chen, H. Qin, W. Guo, y S. Liu, «Research on a Non-Invasive Hemoglobin Measurement System Based on Four-Wavelength Photoplethysmography», *Electronics*, vol. 12, n.º 6, p. 1346, 2023, doi: 10.3390/electronics12061346.
- [5] MathWorks, «ThingSpeak IoT Analytics Platform». 2024. [En línea]. Disponible en: <https://thingspeak.com>
- [6] R. Maeba, «Sistema IoT para la estimación no invasiva de glucosa con fines educativos». 2025.
- [7] R. M. Felder y R. Brent, *Teaching and Learning STEM: A Practical Guide*. Jossey-Bass, 2016.
- [8] J. Gubbi, R. Buyya, S. Marusic, y M. Palaniswami, «Internet of Things (IoT): A Vision, Architectural Elements, and Future Directions», *Future Gener. Comput. Syst.*, vol. 29, n.º 7, pp. 1645-1660, 2013, doi: 10.1016/j.future.2013.01.010.
- [9] M. J. Prince y R. M. Felder, «Inductive Teaching and Learning Methods: Definitions, Comparisons, and Research Bases», *J. Eng. Educ.*, vol. 95, n.º 2, pp. 123-138, 2006.
- [10] S. Sicari, A. Rizzardi, L. A. Grieco, y A. Coen-Porisini, «Security, Privacy and Trust in Internet of Things: The Road Ahead», *Comput. Netw.*, vol. 76, pp. 146-164, 2015, doi: 10.1016/j.comnet.2014.11.008.
- [11] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 4.^a ed. John Wiley & Sons, 2010.
- [12] J. C. Pickup, «Management of Diabetes Mellitus: Is the Future Already Here?», *Diabet. Med.*, vol. 29, pp. 4-14, 2012.
- [13] C. Gomez, J. Oller, y J. Paradells, «Overview and Evaluation of Bluetooth Low Energy: An Emerging Low-Power Wireless Technology», *Sensors*, vol. 12, pp. 11734-11753, 2012.
- [14] Maxim Integrated, «MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health». 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.analog.com/en/products/max30102.html>
- [15] J. E. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*, 14.^a ed. Elsevier, 2020.
- [16] S. A. Prahl, «Optical Absorption of Hemoglobin». 1999.
- [17] D. A. Skoog, F. J. Holler, y S. R. Crouch, *Principles of Instrumental Analysis*, 7.^a ed. Cengage Learning, 2017.
- [18] D. F. Swinehart, «The Beer-Lambert Law», *J. Chem. Educ.*, vol. 39, n.º 7, p. 333, 1962, doi: 10.1021/ed039p333.
- [19] P. A. Kyriacou, *Photoplethysmography: Technology, Signal Analysis, and Applications*. Academic Press, 2021.
- [20] A. V. Oppenheim y R. W. Schaffer, *Discrete-Time Signal Processing*, 3.^a ed. Pearson, 2010.

- [21] J. W. Severinghaus y J. F. Kelleher, «Recent Developments in Pulse Oximetry», *Anesthesiology*, vol. 68, pp. 766-777, 1987.
- [22] J. D. Bronzino, *Biomedical Engineering Fundamentals*, 4.^a ed. CRC Press, 2014.
- [23] World Health Organization, «Ethics and governance of artificial intelligence for health: WHO guidance». World Health Organization, Geneva, 2021. Accedido: 26 de agosto de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/publications/i/item/9789240029200>
- [24] T. L. Beauchamp y J. F. Childress, *Principles of Biomedical Ethics*, 8.^a ed. Oxford University Press, 2019.
- [25] L. Floridi, *The Ethics of Information*. Oxford: Oxford University Press, 2013. doi: 10.1093/acprof:oso/9780199641321.001.0001.
- [26] Espressif Systems, «ESP32 Series Datasheet». 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.espressif.com>
- [27] Arduino, «Arduino IDE Documentation». 2025. [En línea]. Disponible en: <https://docs.arduino.cc/software/ide/>
- [28] Texas Instruments, «Measuring CC13xx and CC26xx Current Consumption», Texas Instruments, Application Report SWRA478D, feb. 2019. [En línea]. Disponible en: <https://www.ti.com/lit/pdf/swra478>

ANEXOS

Código fuente del sistema desarrollado

```
#include <WiFi.h>
#include <WebServer.h>
#include <Preferences.h>
#include <Wire.h>
#include "MAX30105.h"
#include <TFT_eSPI.h>
#include <HTTPClient.h>

// =====
// CONFIGURACION GENERAL
// =====
const int PIN_BOTON_RESET = 35;
const unsigned long TIEMPO_MANTENIDO_RESET = 5000; // 5s
unsigned long inicioPresionBoton = 0;
bool botonPresionadoAnteriormente = false;

Preferences prefs;
String wifiSSID = "";
String wifiPASS = "";
bool wifiConectado = false;
bool modoAP = false;

const char* ssidAP = "HB_MONITOR";
const char* hostName = "monitorhb-kjty";
const unsigned long TIMEOUT_CONEXION = 10000; // 10s
WebServer server(80);

const char* thingSpeakServer = "http://api.thingspeak.com/update";
String writeAPIKey = "NZF6GY10SJ7IPXI7";
unsigned long ultimoEnvioTS = 0;
const unsigned long INTERVALO_ENVIO_TS = 15000; // 15s

MAX30105 sensor;
TFT_eSPI tft = TFT_eSPI();

float alpha = 0.08;
float irFiltrado = 0;
float redFiltrado = 0;
float irBase = 0;
float redBase = 0;
float Hb_estimada = 0;
```

```

String estado = "";
bool dedo = false;
unsigned long lastDisplay = 0;

// =====
// ESTADO NUMERICO PARA THINGSPEAK
// =====
int obtenerEstadoNumero() {
    if (estado == "SIN DEDO") return 0;
    else if (estado == "BAJA") return 1;
    else if (estado == "NORMAL") return 2;
    else if (estado == "ALTA") return 3;
    return 0;
}
// =====
// PAGINA WEB (FORMULARIO DE RED + DATOS DEL SENSOR)
// =====
String generarPagina() {
    String html = R"====(
<!DOCTYPE html>
<html>
<head>
<meta charset="UTF-8">
<meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1">
<title>Monitor HB</title>
<style>
body{background:#08111f;font-family:Arial;color:white;text-align:center;}
h1{color:#00ffff;font-size:20px;}
.card{background:#162235;margin:12px auto;padding:15px;width:280px;border-
radius:15px;}
.valor{font-size:26px;font-weight:bold;}
input{width:88%;padding:10px;margin:5px;border-radius:8px;border:none;}
button{padding:10px 20px;border-radius:10px;border:none;background:#00ffff;font-
weight:bold;}
.estadoRed{font-size:14px;margin-top:5px;}
footer{margin-top:20px;font-size:12px;color:#888;}
</style>
</head>
<body>
<h1>MONITOR HB ESTIMADA</h1>

<!-- ENCABEZADO: CONEXION WIFI -->
<div class="card">
<h3>Conexion a Internet</h3>
<div class="estadoRed">Estado: %ESTADO_RED%</div>

```

```

<form action="/connect">
<input name="ssid" placeholder="Nombre de red" value="%SSID_ACTUAL%">
<br>
<input name="pass" type="password" placeholder="Contraseña (vacío si es
abierta)">
<br>
<button>Conectar</button>
</form>
</div>

<!-- DATOS DEL SENSOR -->
<div class="card"><h3>IR</h3><div class="valor">%IR%</div></div>
<div class="card"><h3>RED</h3><div class="valor">%RED%</div></div>
<div class="card"><h3>Hb Estimada</h3><div class="valor">%HB% g/dL</div></div>
<div class="card"><h3>Estado</h3><div class="valor">%ESTADO%</div></div>
<div class="card"><h3>Sensor</h3><div class="valor">%DED0%</div></div>

<footer>Created by Kevin Tomala Yance</footer>
</body>
</html>
)====";

```

```

html.replace("%SSID_ACTUAL%", wifiSSID);
html.replace("%ESTADO_RED%", wifiConectado ? ("Conectado (" +
WiFi.localIP().toString() + ")") : "Sin conexión a internet");
html.replace("%IR%", String((int)irFiltrado));
html.replace("%RED%", String((int)redFiltrado));
html.replace("%HB%", String(Hb_estimada, 1));
html.replace("%ESTADO%", estado);
html.replace("%DED0%", dedo ? "DETECTADO" : "COLOQUE DEDO");

```

```

return html;
}
// =====
// HANDLERS DEL SERVIDOR WEB
// =====
void handleRoot() {
  server.send(200, "text/html", generarPagina());
}
void conectarInternet() {
  wifiSSID = server.arg("ssid");
  wifiPASS = server.arg("pass");

  prefs.putString("ssid", wifiSSID);
  prefs.putString("pass", wifiPASS);
}

```

```

server.sendHeader("Location", "?reiniciando=1");
server.send(303);
delay(300);
ESP.restart();
}
// =====
// CONEXION WIFI (MODO STA, CON AP DE RESPALDO)
// =====
void iniciarAP() {
    WiFi.disconnect();
    delay(100);
    WiFi.mode(WIFI_AP);
    WiFi.softAP(ssidAP);

    modoAP = true;
    wifiConectado = false;

    Serial.println("Punto de acceso activo:");
    Serial.println(ssidAP);
    Serial.print("IP: ");
    Serial.println(WiFi.softAPIP());
}
void iniciarWiFi() {
    wifiSSID = prefs.getString("ssid", "");
    wifiPASS = prefs.getString("pass", "");

    if (wifiSSID.length() == 0) {
        Serial.println("Sin credenciales guardadas. Abriendo AP de
configuracion...");
        iniciarAP();
        return;
    }
    Serial.print("Intentando conectar a: ");
    Serial.println(wifiSSID);

    WiFi.mode(WIFI_STA);
    WiFi.setSleep(true);

    if (wifiPASS.length() == 0) WiFi.begin(wifiSSID.c_str());
    else WiFi.begin(wifiSSID.c_str(), wifiPASS.c_str());

    unsigned long inicio = millis();
    while (WiFi.status() != WL_CONNECTED && millis() - inicio < TIMEOUT_CONEXION) {
        delay(300);
    }
}

```

```

    Serial.print(".");
}

if (WiFi.status() == WL_CONNECTED) {
    wifiConectado = true;
    modoAP = false;
    Serial.println();
    Serial.print("Conectado. IP: ");
    Serial.println(WiFi.localIP());
} else {
    Serial.println();
    Serial.println("No se pudo conectar con credenciales guardadas.");
    Serial.println("Abriendo AP de configuracion...");
    iniciarAP();
}
}

// =====
// BOTON DE RESET WIFI (MANTENER 5s EN CUALQUIER MOMENTO)
// =====
void revisarBotonReset() {
    bool presionado = (digitalRead(PIN_BOTON_RESET) == LOW);

    if (presionado && !botonPresionadoAnteriormente) {
        inicioPresionBoton = millis();
    }

    if (presionado && botonPresionadoAnteriormente) {
        unsigned long tiempoPresionado = millis() - inicioPresionBoton;

        if (tiempoPresionado > 300) {
            tft.fillRect(0, 150, 135, 20, TFT_BLACK);
            tft.setCursor(5, 150);
            tft.setTextSize(1);
            tft.setTextColor(TFT_ORANGE);
            tft.print("Borrando red... ");
            tft.print((TIEMPO_MANTENIDO_RESET - tiempoPresionado) / 1000 + 1);
            tft.println("s");
        }

        if (tiempoPresionado >= TIEMPO_MANTENIDO_RESET) {
            Serial.println("Boton mantenido 5s: borrando credenciales WiFi...");

            tft.fillScreen(TFT_BLACK);
            tft.setCursor(5, 60);
            tft.setTextSize(1);

```

```

    tft.setTextColors(TFT_RED);
    tft.println("Credenciales WiFi borradas");
    tft.println("Reiniciando...");

    prefs.remove("ssid");
    prefs.remove("pass");
    delay(800);
    ESP.restart();
}
}

if (!presionado) botonPresionadoAnteriormente = false;
}
// =====
// SETUP
// =====
void setup() {
    Serial.begin(115200);
    Wire.begin(21, 22);

    pinMode(PIN_BOTON_RESET, INPUT_PULLUP);

    // ---- TFT ----
    tft.init();
    tft.setRotation(1);
    tft.fillScreen(TFT_BLACK);

    // ---- SENSOR ----
    if (!sensor.begin(Wire)) {
        tft.setTextColors(TFT_RED);
        tft.setCursor(10, 10);
        tft.println("ERROR SENSOR");
        while (1);
    }
    sensor.setup();

    for (int i = 0; i < 50; i++) {
        irFiltrado = sensor.getIR();
        redFiltrado = sensor.getRed();
        delay(10);
    }
    // ---- PREFERENCES Y WIFI ----
    prefs.begin("wifi", false);
    delay(500);
    iniciarWiFi();
}

```

```

// ---- SERVIDOR WEB ----
server.on("/", handleRoot);
server.on("/connect", conectarInternet);
server.begin();

Serial.println("Servidor iniciado");
}
// =====
// LOOP
// =====
void loop() {
  server.handleClient();
  revisarBotonReset();

  // ---- LECTURA Y FILTRADO DEL SENSOR ----
  long ir = sensor.getIR();
  long red = sensor.getRed();

  irFiltrado = alpha * ir + (1 - alpha) * irFiltrado;
  redFiltrado = alpha * red + (1 - alpha) * redFiltrado;

  irBase = irBase + 0.01 * (irFiltrado - irBase);
  redBase = redBase + 0.01 * (redFiltrado - redBase);

  dedo = (irFiltrado > 20000);

  // ---- CALCULO DE HEMOGLOBINA ----
  if (dedo) {
    float ratio = redFiltrado / (irFiltrado + 1);
    Hb_estimada = 8 + (ratio * 5.5);

    if (Hb_estimada < 11) estado = "BAJA";
    else if (Hb_estimada < 16) estado = "NORMAL";
    else estado = "ALTA";
  } else {
    Hb_estimada = 0;
    estado = "SIN DEDO";
  }

  // ---- PANTALLA TFT ----
  if (millis() - lastDisplay > 500) {
    lastDisplay = millis();
    tft.fillScreen(TFT_BLACK);

    tft.setTextSize(1);
    tft.setTextColor(TFT_CYAN);

```

```

tft.setCursor(5, 5);
tft.println("MONITOR HB ESTIMADA");

tft.setCursor(5, 25);
tft.setTextColor(TFT_YELLOW);
tft.print("IR: ");
tft.println((int)irFiltrado);

botonPresionadoAnteriormente = true;

tft.setCursor(5, 40);
tft.setTextColor(TFT_RED);
tft.print("RED: ");
tft.println((int)redFiltrado);

tft.setTextSize(2);
tft.setCursor(5, 60);
tft.setTextColor(TFT_WHITE);
tft.print("Hb: ");
tft.print(Hb_estimada, 1);
tft.println(" g/dL");

tft.setTextSize(1);
tft.setCursor(5, 90);
if (estado == "NORMAL") tft.setTextColor(TFT_GREEN);
else if (estado == "BAJA") tft.setTextColor(TFT_RED);
else if (estado == "ALTA") tft.setTextColor(TFT_MAGENTA);
else tft.setTextColor(TFT_ORANGE);
tft.print("Estado: ");
tft.println(estado);

tft.setCursor(5, 115);
tft.setTextColor(TFT_BLUE);
tft.println(dedo ? "DEDO OK" : "COLOQUE DEDO");

tft.setCursor(5, 130);
tft.setTextColor(TFT_DARKGREY);
if (modoAP) tft.println("Modo: CONFIG AP");
else if (wifiConectado) tft.println("Modo: WIFI OK");
else tft.println("Modo: SIN RED");
}
// ---- MONITOR SERIAL ----
Serial.print("IR:"); Serial.print(irFiltrado);
Serial.print(" RED:"); Serial.print(redFiltrado);
Serial.print(" Hb:"); Serial.print(Hb_estimada);

```

```

Serial.print(" Estado:"); Serial.println(estado);
// ---- ENVIO A THINGSPEAK ----
if (wifiConectado && WiFi.status() == WL_CONNECTED) {
    if (dedo && millis() - ultimoEnvioTS > INTERVALO_ENVIO_TS) {
        ultimoEnvioTS = millis();

        HTTPClient http;
        int estadoTS = obtenerEstadoNumero();

        String url = String(thingSpeakServer) +
            "?api_key=" + writeAPIKey +
            "&field1=" + String(irFiltrado) +
            "&field2=" + String(redFiltrado) +
            "&field3=" + String(Hb_estimada) +
            "&field4=" + String(estadoTS);

        http.begin(url);
        int respuesta = http.GET();

        Serial.print("ThingSpeak:");
        Serial.println(respuesta);

        http.end();
    }
}

delay(20);
}

```

Creación y pruebas del prototipo

