

## Diseño e implementación de un módulo portátil para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales

Design and Implementation of a Portable Module for Multiparametric Monitoring of Vital Signs

Alonso Martínez Cristian Adair<sup>1</sup>, Hernández Mazas Diana Paola<sup>2</sup>, Martínez Campos

Bryant Joel<sup>3</sup>, Perez Davila Alan Omar<sup>4</sup>, Sánchez Laguna Yeray Rodrigo<sup>5</sup>

<sup>1,2,3,4,5</sup> Universidad Politécnica del Valle de México. CP 54910, Tultitlán, Edo de Mex.

<sup>1</sup> cristian.almartinez@upvm.edu.mx, <sup>2</sup>diana.hernandez.mazas@upvm.edu.mx,

<sup>3</sup>bryant.martinez.campos@upvm.edu.mx, <sup>4</sup>alan.perez.davila@upvm.edu.mx,

<sup>5</sup>yeray.sanchez.laguna@upvm.edu.mx

**Resumen.** El presente trabajo describe el diseño e implementación de un módulo portátil de bajo costo para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales, integrando saturación de oxígeno, frecuencia cardíaca, temperatura corporal y presión arterial. El sistema incorpora sensores MAX30102, MLX90614 y SparkFun Qwiic MicroPressure, controlados mediante un microcontrolador ESP32 S3 N8R2. El diseño mecánico se optimizó con simulaciones en ANSYS y fabricación en impresión 3D, mientras que la arquitectura electrónica incluyó cálculos de consumo energético y validación de estabilidad mediante reguladores de voltaje. El firmware desarrollado en Arduino IDE permitió el procesamiento digital y visualización en tiempo real mediante pantalla TFT. Las pruebas experimentales en 20 voluntarios mostraron una precisión superior al 95% respecto a equipos clínicos de referencia y una autonomía de 3–10 horas. Estos resultados evidencian la viabilidad técnica del prototipo y su potencial aplicación en entornos clínicos, de telemedicina y atención primaria con recursos limitados.

**Abstract.** This study presents the design and implementation of a low-cost portable module for multiparametric monitoring of vital signs, including oxygen saturation, heart rate, body temperature, and blood pressure. The system integrates MAX30102, MLX90614, and SparkFun Qwiic MicroPressure sensors, managed by an ESP32 S3 N8R2 microcontroller. Mechanical design was optimized through ANSYS simulations and 3D printing, while the electronic architecture involved energy consumption calculations and stability validation with voltage regulators. Firmware developed in Arduino IDE enabled digital signal processing and real-time visualization via a TFT display. Experimental tests on 20 volunteers demonstrated

accuracy above 95% compared with certified clinical devices, along with battery autonomy ranging from 3 to 10 hours depending on operating mode. These findings confirm the technical feasibility of the prototype and highlight its potential application in clinical environments, telemedicine, and primary healthcare settings with limited resources.

**Palabras Clave:** Dispositivos biomédicos; Ingeniería mecatrónica; Monitoreo multiparamétrico; Signos vitales; ESP32; Telemedicina.

## 1 Introducción

La monitorización de signos vitales constituye un elemento esencial en la práctica clínica, tanto en escenarios hospitalarios como en entornos extrahospitalarios y de atención primaria. Parámetros como la saturación de oxígeno, la frecuencia cardíaca, la presión arterial y la temperatura corporal proporcionan información crítica sobre el estado fisiológico del paciente, permitiendo diagnósticos oportunos y la toma de decisiones rápidas en situaciones de urgencia [1]. La evolución tecnológica de los dispositivos biomédicos ha impulsado el desarrollo de sistemas portátiles y de bajo costo, capaces de realizar mediciones simultáneas con un grado de precisión comparable a los equipos de referencia utilizados en hospitales [2,3].

A pesar de los avances, la mayoría de los dispositivos comerciales presenta limitaciones en portabilidad, integración de parámetros y accesibilidad económica, lo que restringe su aplicación en contextos de telemedicina, brigadas de salud y situaciones de emergencia [4]. En este marco, la ingeniería mecatrónica aplicada al sector biomédico permite integrar sensores de alta precisión, microcontroladores de última generación y diseños ergonómicos para ofrecer soluciones confiables y asequibles [5].

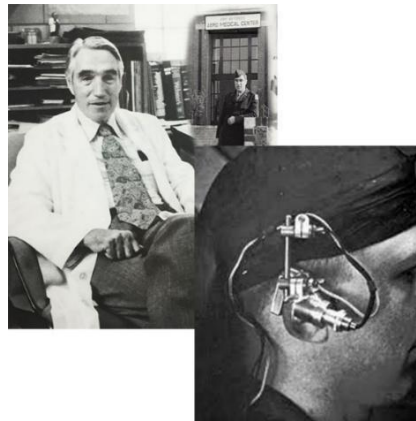
El presente trabajo describe el diseño, implementación y validación preliminar de un módulo portátil basado en el microcontrolador ESP32 S3 N8R2, capaz de registrar de manera simultánea cuatro signos vitales. El dispositivo combina sensores de oximetría y frecuencia cardíaca (MAX30102), temperatura sin contacto (MLX90614) y presión arterial (SparkFun Qwiic MicroPressure), integrados en un sistema compacto, alimentado por batería y con una interfaz gráfica intuitiva. La propuesta busca responder a la necesidad de equipos médicos que conjuguen precisión, rapidez y facilidad de uso, contribuyendo a mejorar el acceso al monitoreo de la salud en escenarios clínicos y de campo.

## 2 Estado del arte

La medición de signos vitales ha evolucionado de manera notable desde los primeros intentos rudimentarios en la época del Renacimiento (siglo XV a XVI) cuando Galileo Galilei crea junto a sus discípulos el primer termómetro, así como el primer baumanómetro,

con la intención de conocer del mundo y no el cuerpo humano de los siglos XVI y XVII, más adelante en 1611 Santorio Santorio incorporó escalas graduadas al termómetro para uso médico y Stephen Hales midió por primera vez la presión arterial en animales mediante cánulas [6]. Posteriormente, William Harvey estableció las bases de la fisiología circulatoria al demostrar la circulación de la sangre y el rol del corazón como bomba central [7]. Estos descubrimientos sentaron las bases para la instrumentación biomédica moderna.

La medición de la saturación de oxígeno en la sangre ha sido históricamente un desafío para la práctica médica. En sus inicios, los clínicos solo podían inferir la hipoxemia a partir de signos y síntomas inespecíficos, como disnea o cambios en la coloración de la piel, sin contar con un parámetro cuantitativo directo. El avance decisivo se produjo en la década de 1940, cuando Glen Millikan desarrolló el denominado oxímetro de oreja, un dispositivo que utilizaba luz roja e infrarroja para detectar los cambios en la sangre capilar auricular (ver Fig. 1). Durante el siglo XX se consolidaron dispositivos como el baumanómetro (William A. Baum, 1915) (ver en la Fig. 2) y el oxímetro de Glen Millikan (1940), que, aunque voluminosos, marcaron el inicio de la monitorización no invasiva de la presión arterial y la saturación de oxígeno [8].



**Fig. 1.** Se observa el invento del oxímetro de oreja; Glen Millikan y el oxímetro de Glen, se puede apreciar que era muy aparatoso debido a que se tenía que acomodar una linterna con filtro de luz roja y una luz infrarroja para detectar esos cambios de la sangre en la oreja.



**Fig. 2.** Comparativa histórica de instrumentos para la medición de la presión arterial: en la parte superior, uno de los primeros esfigmomanómetros con columna de mercurio; en la parte inferior, un baumanómetro aneroide moderno. La evolución muestra el paso de diseños rudimentarios a dispositivos precisos y no invasivos.

Con el advenimiento de la microelectrónica en la década de 1970, se desarrollaron los primeros termómetros digitales y pulsioxímetros comerciales, abriendo la era de los dispositivos biomédicos portátiles [9].

En la actualidad, la miniaturización de sensores, la conectividad inalámbrica y los algoritmos de procesamiento digital han permitido la creación de sistemas integrados de monitoreo multiparamétrico. Investigaciones recientes destacan la incorporación de sensores ópticos y térmicos en dispositivos compactos, con aplicaciones en telemedicina y monitoreo remoto de pacientes [10,11]. Asimismo, se reporta el uso de microcontroladores como el ESP32 en proyectos biomédicos de bajo costo, por su capacidad de procesamiento, conectividad Bluetooth/Wi-Fi y bajo consumo energético [12].

Comparado con dispositivos comerciales que suelen registrar uno o dos parámetros, los desarrollos más recientes buscan integrar múltiples mediciones en un único sistema portátil, con interfaces gráficas accesibles y autonomía suficiente para su uso continuo [13,14]. No obstante, persisten retos relacionados con la validación clínica, la interoperabilidad con sistemas hospitalarios y la garantía de precisión en condiciones ambientales variables.

En este contexto, el módulo propuesto en este trabajo se inscribe en la tendencia actual de la ingeniería biomédica orientada a la portabilidad y la integración multiparamétrica, aportando un diseño compacto validado experimentalmente que combina robustez mecánica, arquitectura electrónica optimizada y autonomía energética adecuada.

### 3 Metodología

Para el desarrollo del módulo portátil se empleó una metodología de diseño centrada en la calidad, basada en el enfoque Quality Function Deployment (QFD). Este método permitió traducir las necesidades de los usuarios (personal médico y pacientes) en requisitos técnicos concretos. En una primera etapa se elaboraron las tablas de requerimientos, priorizando criterios como precisión en la medición, facilidad de transporte, autonomía energética y usabilidad de la interfaz.

Posteriormente, se llevó a cabo un análisis funcional que describió la interacción de los subsistemas mecánicos, electrónicos y de software, facilitando la identificación de parámetros críticos de diseño (ver Fig. 3). A la par, se realizó un ejercicio de benchmarking, comparando el módulo propuesto con dispositivos comerciales y prototipos descritos en la literatura, lo que permitió establecer ventajas competitivas en términos de integración multiparamétrica y costo de fabricación [15,16]. Así se obtiene la Casa de la Calidad en forma simplificada para la comparativa de los requisitos respecto a su importancia en términos mensurables (ver Fig. 4).

En la etapa de validación, se definieron pruebas experimentales para cada sensor y se empleó como referencia equipamiento biomédico clínico certificado. Se consideró como criterio de aceptación un margen de error menor al 5%, lo cual se alineó con estándares internacionales de validación de dispositivos médicos portátiles [17,18].

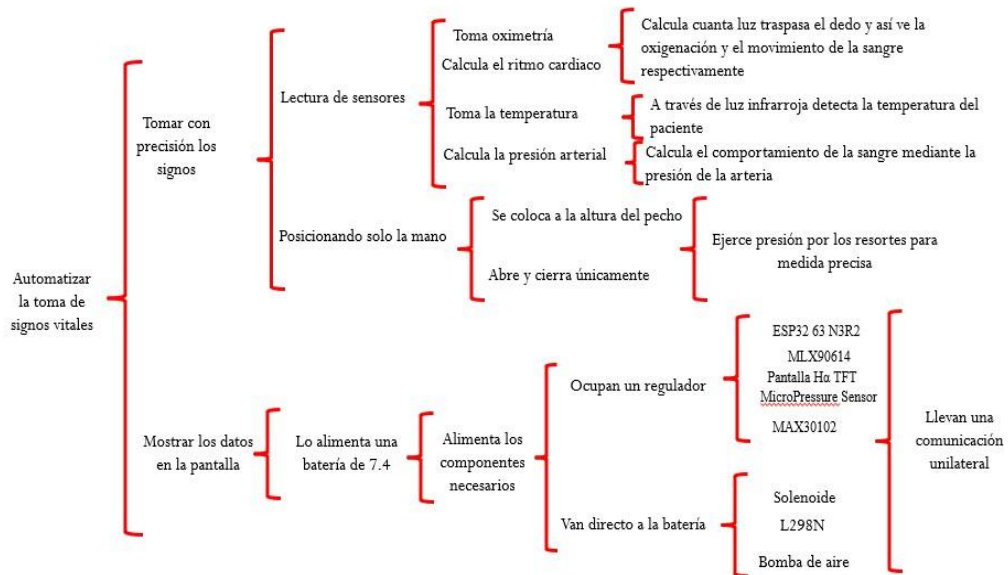


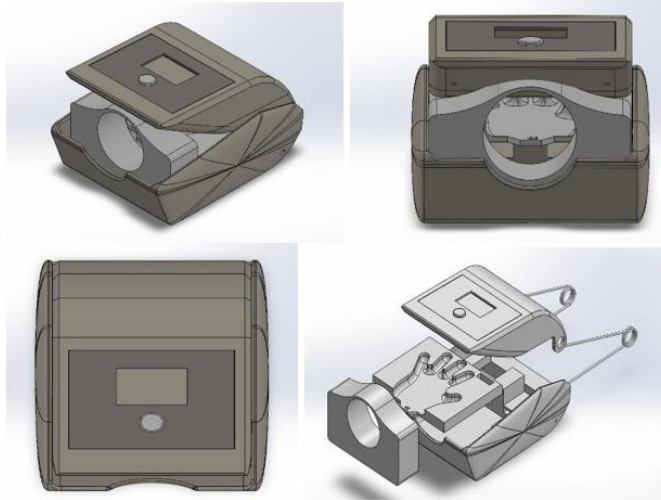
Fig. 3. Se muestra el análisis funcional del módulo.

CALIFICACIÓN	SIGNIFICADO	Términos mensurables														BENCHMARKING		
5	Excelente relación	Peso comercial	Temperatura de trabajo	Contaminantes nocivos	Energía eléctrica	Área de trabajo	Tiempo de disponibilidad de piezas	Resistencia al ambiente	Tiempo de mantenimiento	Costo de mantenimiento	Costo de instalación	Tiempo de vida útil	Nivel de ruido	Instalación del equipo	Tipo de diseño	Tiempo de trabajo	Tiempo de fabricación	Comparativos con otros productos en el mercado
4	Mucha relación																	
3	Mediana relación																	
2	Poca relación																	
1	Mínima relación																	
0	Nada de relación																	
<b>Requerimientos</b>		<b>Peso relativo</b>																
<b>OBLIGATORIOS</b>	Bajo Costo de adquisición del equipo	11.12	5	0	5	3	2	5	1	0	0	0	5	0	0	1	0	4
	Ajuste a las condiciones ambientales de operación		1	5	2	0	2	0	3	3	0	0	3	0	0	2	0	0
	Que sea automatizado	18.51	5	3	5	5	4	2	0	5	0	0	5	0	0	0	0	5
	Que utilice energía eléctrica		3	3	5	5	1	2	0	5	3	0	5	0	0	0	0	5
	Que sea de dimensiones necesarias		2	0	0	0	5	0	0	2	0	0	0	0	0	0	3	2
	Use refacciones comerciales		0	0	2	0	0	5	0	5	5	0	0	0	0	0	4	5
<b>DESEABLES</b>	Que sea fácil de fabricar	22.23	3	0	0	0	2	5	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3
	Fácil de mantenimiento		3	0	3	2	2	3	0	0	5	0	0	0	0	0	0	0
	Bajo costo de mantenimiento		3	0	3	1	0	3	0	0	0	4	0	0	0	0	0	0
	Fácil de usar	14.81	5	0	0	3	3	0	0	0	4	0	5	0	0	3	5	3
	Durable	14.81	1	0	3	0	3	5	2	2	4	0	5	0	0	2	0	0
	Bajas niveles de ruido		0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Optimización del área de trabajo	11.12	2	0	0	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	3	0	0	
Estético	0	0	1	0	0	2	0	0	0	0	5	0	0	5	5	0	1	
Que sea fácil de transportar		0	0	0	3	5	0	0	0	0	5	0	0	5	5	5	0	
Corto tiempo de fabricación	7.4	2	0	1	0	0	5	0	0	4	0	2	0	5	5	0	5	
<b>Metas de Diseño</b>		\$2,000	menor de 30°C	3 sensores, 7 componentes	4 horas de uso continuo	35cm x 20cm	10 días	Limpieza de poco dificultad	3 horas	\$400 máximo	5 cables 35cm x 20cm	4 años	20 decibeles	portátil	Moderno	1 minuto para dar valores	15 días	

Fig. 4. Casa de la Calidad en forma resumida.

#### 4 Desarrollo del sistema

El diseño mecánico tuvo como objetivo garantizar la seguridad del usuario y la ergonomía del dispositivo. Se optó por un sistema de doble carcasa fabricada en PTEG mediante impresión 3D, que alojó los sensores y evitó el contacto directo con componentes eléctricos. En la Fig. 5 se muestra una perspectiva en 3D del módulo final ensamblado, este cumple con los requerimientos necesarios para lograr el objetivo planteado, siendo este un modelo compacto y portátil.



**Fig. 5.** Modelado en 3D del módulo portátil para el monitoreo multiparamétrico de signos vitales.

#### **4.1 Diseño mecánico**

El diseño mecánico del módulo portátil se centró en garantizar la seguridad del usuario, la ergonomía y la integridad estructural del sistema embebido. Dado que el dispositivo alberga componentes electrónicos sensibles, se optó por encapsular el conjunto mediante dos carcasas fabricadas por impresión 3D en material PTEG, lo que proporciona resistencia mecánica, aislamiento eléctrico y bajo peso. Este diseño permite ocultar completamente el sistema embebido, evitando posibles accidentes por manipulación o exposición de los circuitos.

Para el mecanismo de ajuste y sujeción se implementó un sistema de cierre a presión accionado por un resorte helicoidal de torsión, que posibilita la apertura controlada del módulo y el contacto estable de los sensores sobre la superficie de la mano del usuario. El resorte fue diseñado específicamente para ofrecer la presión suficiente que garantiza lecturas precisas sin comprometer la comodidad ni generar fatiga muscular durante su uso prolongado.

##### **4.1.1 Selección del material**

Se seleccionó acero inoxidable AISI 316, una aleación austenítica ampliamente utilizada en aplicaciones médicas e industriales por su alta resistencia a la corrosión y excelente desempeño mecánico. Sus principales propiedades son:

- Resistencia a la tracción: 580 MPa
- Densidad: 8 g/cm<sup>3</sup>
- Temperatura de fusión: 1385 °C
- Coeficiente de Poisson: 0.3

El resorte diseñado presentó las siguientes dimensiones:

- Diámetro medio: 42.62 mm
- Diámetro del alambre: 4.76 mm
- Número de espiras activas: 3
- Análisis y cálculos de diseño

#### 4.1.2 Análisis y cálculos de diseño

El cálculo del resorte se realizó considerando las condiciones de carga y geometría del módulo, así como el peso de la carcasa. El Módulo de rigidez (G) se obtiene a partir del módulo de elasticidad (E) y el coeficiente de Poisson ( $\nu$ ):

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (1)$$

El esfuerzo torsional máximo ( $\tau_{max}$ ) que actúa sobre la espira del resorte se determina mediante:

$$\tau_{max} = \frac{16TD}{\pi d^3} \quad (2)$$

donde:

T: es el momento torsor aplicado,

D: el diámetro medio del resorte,

d: el diámetro del alambre.

La deformación unitaria máxima debida a la torsión se expresa como:

$$\gamma_{max} = \frac{TD}{JG} \quad (3)$$

donde J representa el momento polar de inercia:

$$J = \frac{\pi d^4}{32} \quad (4)$$

El radio medio del resorte ( $R = D/2$ ) permite definir la constante de torsión mediante:

$$K_t = \frac{Gd^4}{10.8Dn} \quad (5)$$

La relación entre la deformación angular ( $\theta$ ) y el momento torsor se expresa según la ley de Hooke:

$$\theta = \frac{TL}{JG} \quad (6)$$

donde  $L$  corresponde a la longitud del alambre en la zona activa del resorte.

La deformación angular en función del par aplicado

$$\theta_{max} = \frac{TDn}{JG} \quad (7)$$

#### 4.1.2 Validación con simulación de elemento finito

Con el objetivo de corroborar la validez de los cálculos teóricos, se realizó una simulación estructural del resorte mediante ANSYS Workbench, considerando una carga máxima de torsión de 1.2 N·m. En la simulación se aplicaron las condiciones de contorno correspondientes al anclaje del resorte y al punto de aplicación de la fuerza, observándose una deformación angular homogénea y un factor de seguridad superior a 2.0, lo que garantiza su funcionamiento estable dentro del rango elástico del material.

La Fig. 6 muestra la distribución de esfuerzos obtenida en la simulación. Se aprecia que la zona de mayor concentración de tensiones se localiza en el extremo externo del resorte, coincidiendo con el punto donde se aplica la fuerza de apertura. Este resultado confirma la exactitud de los cálculos analíticos y la correcta elección de parámetros geométricos.

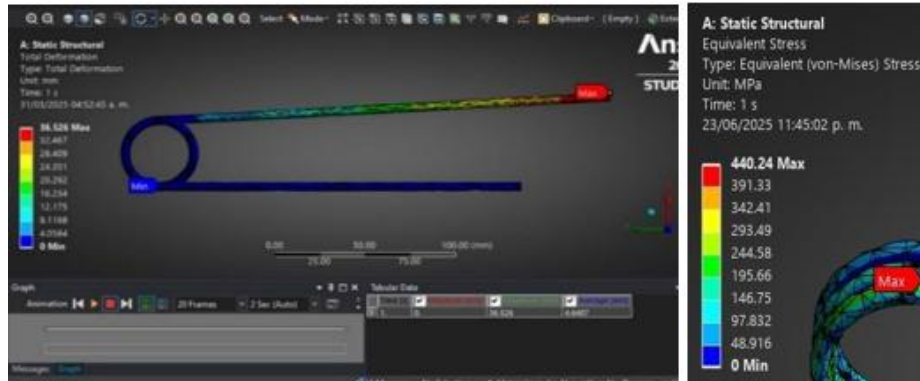


Fig. 6. Análisis de elemento para obtener el esfuerzo máximo del resorte que se va a emplear.

## 4.2 Arquitectura electrónica

El diseño electrónico del módulo portátil se estructuró con base en la integración de sensores biomédicos de alta precisión, un microcontrolador de arquitectura dual y un sistema de alimentación autónomo, asegurando confiabilidad, bajo consumo energético y compatibilidad con comunicación digital estándar (I<sup>2</sup>C).

### 4.2.1 Selección e integración de sensores

La selección de los sensores se realizó considerando su disponibilidad comercial, precisión, facilidad de integración y bajo consumo de energía, factores esenciales para el diseño de sistemas biomédicos portátiles [8–10].

#### a) Sensor MAX30102

El MAX30102 (Fig. 7) combina un pulsioxímetro y un fotopletismógrafo (PPG), permitiendo la medición simultánea de frecuencia cardiaca y saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>). Opera a 3.3 V con una precisión de  $\pm 2$  %. Su principio de funcionamiento se basa en la absorción diferencial de luz a dos longitudes de onda (660 nm y 880 nm):

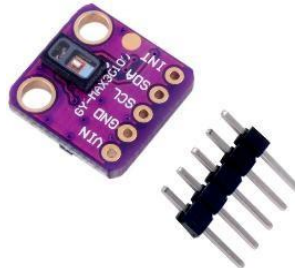
- El LED rojo (660 nm) detecta la hemoglobina desoxigenada.
- El LED infrarrojo (880 nm) detecta la hemoglobina oxigenada.

El fotodiodo receptor mide la cantidad de luz reflejada por los vasos sanguíneos, generando una señal pulsátil proporcional al flujo sanguíneo. Esta señal analógica es digitalizada

mediante un ADC Delta-Sigma de 16 bits y transmitida al microcontrolador vía interfaz I<sup>2</sup>C.

Especificaciones principales del MAX30102:

- Alimentación: 3.3 – 5 V
- Corriente típica: 60 mA
- Potencia máxima: 0.3 W
- Tipo de detección: PPG (reflexión de luz)
- Interfaz: I<sup>2</sup>C
- Dimensiones: 21 mm × 15 mm
- 



**Fig. 7.** Sensor óptico MAX30102 empleado para la medición de SpO<sub>2</sub> y frecuencia cardiaca.

b) Sensor MLX90614

El MLX90614 (Fig. 8) es un sensor de temperatura infrarroja (IR) de medición sin contacto, basado en la detección de radiación térmica emitida por los cuerpos. Su uso es común en aplicaciones médicas y automatización biomédica. Opera con una tensión de 5.0 V ± 5 %, con resolución de 0.02 °C y consumo de corriente de 1.5 mA (modo activo) o 0.02 mA (modo de bajo consumo).

El principio de medición se fundamenta en la Ley de Stefan–Boltzmann, donde la potencia radiante (P) emitida por un cuerpo negro es proporcional a la cuarta potencia de su temperatura absoluta (T):

$$P = \varepsilon\sigma AT^4 \quad (8)$$

donde  $\varepsilon$  es la emisividad del material,  $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W/m}^2\text{K}^4$  constante de Stefan-Boltzmann y A el área efectiva del sensor.



**Fig. 8.** Sensor infrarrojo MLX90614 empleado para la medición de temperatura corporal sin contacto.

c) Sensor SparkFun Qwiic MicroPressure

El SparkFun Qwiic MicroPressure (Fig. 9) mide presión diferencial en un rango de 0–25 psi y se conecta a un brazalete inflable para estimar la presión arterial. Su voltaje de operación recomendado es de 3.3 V y su consumo de corriente típico es de 43.8 mA. La relación entre potencia y corriente de operación se obtiene de:

de:

$$P = V \times I \tag{9}$$

y la resistencia equivalente del sensor puede calcularse con la Ley de Ohm:

$$R = \frac{V}{I} \tag{10}$$

donde  $V$  es el voltaje aplicado y  $I$  la corriente medida.



**Fig. 9.** Sensor SparkFun Qwiic MicroPressure utilizado para la medición de presión arterial mediante brazalete inflable.

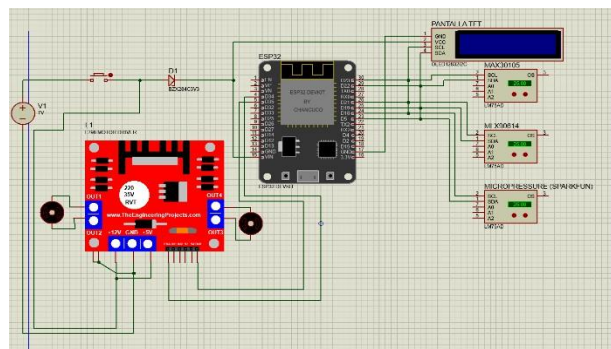
### 4.3 Programación e interfaz

La programación se realizó en Arduino IDE, implementando lectura I<sup>2</sup>C a 100 Hz, filtrado digital con media móvil (10 muestras) y un algoritmo de detección de picos adaptativo para el cálculo del pulso. Los datos se desplegaron en una pantalla TFT ST7796S de 2.8", con

menú interactivo que muestra los cuatro parámetros vitales y genera alertas visuales cuando los valores exceden rangos fisiológicos de referencia.

El sistema fue diseñado bajo un esquema modular que permite futuras actualizaciones, como la incorporación de algoritmos de inteligencia artificial para predicción de riesgo o la transmisión remota de datos a plataformas de telemedicina.

Se realizó el diagrama de conexiones eléctricas que se ocupó para elaborar el circuito físico que se implementará en el módulo; dicho diagrama fue realizado a través del software de Proteus que se puede apreciar en la imagen (Fig. 10).



**Fig. 11.** Esquema del circuito empleado para la construcción eléctrica y electrónica del módulo.

Se mostrarán los datos de los parámetros obtenidos mediante el programa de Arduino: Lectura I2C a 100 Hz, filtrado digital (media móvil 10 muestras), se mostrará la detección de pulso por umbral adaptativo en la interfaz gráfica de la pantalla TFT ST7796S 2.8", y un menú en modo polling, que mostrará alertas visuales para valores fuera de rango. (Fig. 11).

la representación de la impresión de los valores de los parámetros obtenidos mediante la lectura de los sensores empleados en el módulo de registro de signos vitales se ejemplificará mediante círculos, especificando en que consiste cada uno; dichos círculos se explicaran a continuación:

1. En esta primera parte de la pantalla, se muestra el resultado de los valores obtenidos por el sensor MAX30102, junto con una leyenda que hace referencia al registro de la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre.

2. En el número 2, se muestra el resultado obtenido por el sensor MAX90614 registro de temperatura.

3. En el siguiente espacio, se muestra el resultado obtenido por el sensor SparkFun Micropressure con su leyenda de referencia, la cual refleja la presión arterial.

4. En este apartado se muestra la condición final en la que se encuentra el paciente a partir de los signos vitales obtenidos, mediante la impresión del dato del estatus del paciente.

Esta impresión de resultados muestra los valores numéricos que se obtuvieron de los sensores y va a depender del estado del paciente, es por ello, que, si algún parámetro llega a salir fuera de los rangos normales establecidos, el valor en cuestión se marcará con un símbolo (e) y no un dato numérico, así mismo, en el apartado final (Número 4) mostrará la leyenda “Inestable”, lo que indicará que el paciente deberá de corroborar con otros dispositivos o bien otros análisis más específicos la situación del paciente.

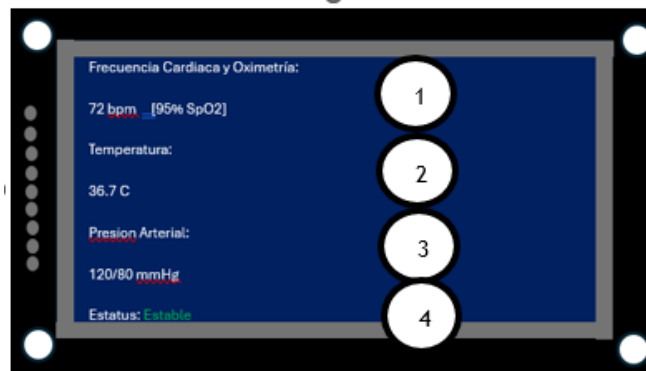


Fig. 11. Muestreo de la impresión de valores obtenidos de la lectura de los sensores y como se mostrarán en la pantalla TFT del módulo.

## 5 Resultados

La validación preliminar del módulo se realizó comparando sus mediciones con dispositivos biomédicos de referencia certificados en clínica. Se evaluaron 20 voluntarios sanos (10 hombres y 10 mujeres, rango de edad 20–35 años). Los parámetros registrados incluyeron saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>), frecuencia cardiaca, temperatura corporal y presión arterial.

Los resultados demostraron que el dispositivo alcanzó una precisión superior al 95% respecto a los equipos de referencia, con un margen de error máximo de  $\pm 2\%$  en la SpO<sub>2</sub>,  $\pm 1$  °C en temperatura,  $\pm 3$  mmHg en presión arterial y  $\pm 3$  lpm en frecuencia cardiaca. La autonomía del sistema varió entre 3 y 10 horas, dependiendo del modo de operación (activo o en espera), lo que coincide con lo estimado en los cálculos de consumo energético.

La interfaz gráfica mostró una respuesta clara y accesible: los parámetros fuera de rango fisiológico se identificaron con alertas visuales y simbología diferenciada. Además, el sistema fue capaz de procesar y mostrar los resultados en tiempo real con una latencia inferior a 200 ms, lo que garantiza un monitoreo eficaz.

## 6 Discusión

Los hallazgos confirman la viabilidad técnica del módulo como una alternativa compacta, económica y confiable para la medición simultánea de signos vitales. En comparación con los dispositivos comerciales tradicionales, que suelen registrar uno o dos parámetros, este prototipo logra integrar cuatro mediciones en un único sistema portátil, manteniendo precisión y facilidad de uso.

Estudios recientes destacan la importancia de la monitorización multiparamétrica portátil en entornos de atención remota y emergencias médicas, ya que permite una evaluación integral del estado clínico en menos tiempo [20,21]. El presente módulo cumple con esta tendencia, aportando una herramienta que puede facilitar tanto la labor del personal de salud como la autogestión del paciente en contextos de telemedicina.

Asimismo, la validación de precisión dentro de los estándares de la OMS e ISO respalda la factibilidad de su futura homologación como dispositivo médico [22]. Sin embargo, se identifican áreas de mejora, como la miniaturización del sistema de inflado del brazalete y la optimización del consumo energético mediante algoritmos de gestión avanzada de energía.

En la literatura reciente se reporta el uso de microcontroladores de bajo consumo y conectividad inalámbrica para transmisión en tiempo real a plataformas en la nube y aplicaciones móviles [23,24]. Integrar esta funcionalidad en el módulo desarrollado permitiría extender su aplicación hacia la telemonitorización domiciliaria y el seguimiento de pacientes con enfermedades crónicas, como hipertensión o insuficiencia cardíaca.

Finalmente, este desarrollo representa un ejemplo del potencial de la ingeniería mecatrónica aplicada al sector biomédico, al articular componentes mecánicos, electrónicos y de software en un producto orientado a la salud. La evidencia obtenida sugiere que el prototipo puede convertirse en una alternativa accesible para entornos clínicos con recursos limitados, así como en escenarios de atención móvil y comunitaria.

## 7 Conclusiones

El desarrollo de este módulo portátil para la medición simultánea de signos vitales representa una aplicación concreta de la ingeniería mecatrónica en el ámbito biomédico, orientada a mejorar la eficiencia en la evaluación clínica. Los resultados obtenidos mostraron una precisión superior al 95 % respecto a dispositivos de referencia, confirmando la viabilidad técnica del prototipo.

La integración de sensores biomédicos (oximetría, frecuencia cardíaca, temperatura y presión arterial) con un microcontrolador ESP32 S3 N8R2 y una interfaz gráfica amigable constituye una solución innovadora para entornos de atención médica en campo, hospitales con recursos limitados y programas de telemedicina. Además, la autonomía energética de

3 a 10 horas lo posiciona como una alternativa práctica y accesible frente a equipos más costosos.

**Agradecimientos.** Al cuerpo docente de la carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Politécnica del Valle de México por su acompañamiento, asesorías técnicas y metodológicas.

## Referencias

1. Majumder, S.; Chen, L.; Marinov, O.; Okyere, S.; Chen, C.-H.; Mondal, T.: Noncontact wearable wireless biosensors for mobile health: Current status and future directions. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 16, pp. 14-31 (2023)
2. Luo, N.; Yang, S.; Zhang, Y.; Fu, Y.: Recent progress of portable and wearable systems for health monitoring. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, Vol. 9, 642198 (2021)
3. Ghamari, M.; Soltanpur, C.; López, A.; Sereika, S.; Ostadabbas, S.: Smart wearable sensors for remote health monitoring and self-management. *Journal of Healthcare Engineering*, 2020, 6119072 (2020)
4. Zhang, Z.; Zhao, Y.; Wang, Y.; Li, J.: Advances in portable medical devices for vital signs monitoring. *Sensors*, Vol. 21, 6821 (2021)
5. Aliverti, A.: Wearable technology: role in respiratory health and disease. *Breathe*, Vol. 16, No. 2, pp. 1-12 (2020)
6. Hernández, J.: La invención del termómetro clínico, una herramienta esencial. *Historia National Geographic*. [https://historia.nationalgeographic.com.es/a/invencion-termometro-clinico-herramienta-esencial\\_12257](https://historia.nationalgeographic.com.es/a/invencion-termometro-clinico-herramienta-esencial_12257) (2022)
7. Ceconi, C.; Guardigli, G.; Rizzo, P.; Francolini, G.; Ferrari, R.: The heart rate story. *European Heart Journal Supplements*, Vol. 13, Suppl C, C4-C13 (2011)
8. Dean, K.Z.; Zhao, D.Z.; Ganti, L.: History and social implications of the pulse oximeter. *National Library of Medicine*. <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11439841/> (2025)
9. Girodmedical: Historia del tensiómetro. [https://www.girodmedical.es/blog\\_es/historia-del-tensiometro/](https://www.girodmedical.es/blog_es/historia-del-tensiometro/) (2019)
10. Park, J.; Kim, H.; Shin, S.; Jeon, J.: Integration of multi-sensor platforms for real-time vital signs monitoring. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 22, No. 18, pp. 17652-17661 (2022)
11. Rachim, V.P.; Chung, W.-Y.: Wearable noninvasive biosensors for healthcare monitoring. *Journal of Healthcare Engineering*, Vol. 2021, Article ID 9913920 (2021)
12. Fuentes-Hernández, S.; López, M.; Martínez, J.; Vega, R.: Low-cost ESP32-based system for multiparameter patient monitoring. *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 75, 103550 (2022)
13. Lee, H.; Yoon, H.; Kim, J.: Portable multi-biosignal acquisition systems for point-of-care monitoring. *IEEE Access*, Vol. 9, pp. 10123-10133 (2021)
14. Karthik, S.; Mahadevan, S.; Raghavan, P.: Advances in embedded biomedical systems for real-time health monitoring. *Biomedical Engineering Letters*, Vol. 12, pp. 267-280 (2022)
15. Rachim, V.P.; Chung, W.-Y.: Wearable noninvasive biosensors for healthcare monitoring. *Journal of Healthcare Engineering*, Vol. 2021, Article ID 9913920 (2021)
16. Park, J.; Kim, H.; Shin, S.; Jeon, J.: Integration of multi-sensor platforms for real-time vital signs monitoring. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 22, No. 18, pp. 17652-17661 (2022)

17. World Health Organization: Technical specifications for automated non-invasive blood pressure measuring devices. WHO Press (2020)
18. International Organization for Standardization (ISO). ISO 80601-2-61: Particular requirements for basic safety and essential performance of pulse oximeter equipment. ISO (2023)
19. Fuentes-Hernández, S.; López, M.; Martínez, J.; Vega, R.: Low-cost ESP32-based system for multiparameter patient monitoring. *Biomedical Signal Processing and Control*, Vol. 75, 103550 (2022)
20. Lee, H.; Yoon, H.; Kim, J.: Portable multi-biosignal acquisition systems for point-of-care monitoring. *IEEE Access*, Vol. 9, pp. 10123-10133 (2021)
21. Karthik, S.; Mahadevan, S.; Raghavan, P.: Advances in embedded biomedical systems for real-time health monitoring. *Biomedical Engineering Letters*, Vol. 12, pp. 267–280 (2022)
22. International Electrotechnical Commission (IEC). IEC 60601-1: Medical electrical equipment – General requirements for basic safety and essential performance. IEC (2020)
23. Zhang, Z.; Zhao, Y.; Wang, Y.; Li, J.: Advances in portable medical devices for vital signs monitoring. *Sensors*, Vol. 21, 6821 (2021)
24. Chen, T.; Wang, R.; Xu, L.; Liu, J.: IoT-enabled wearable systems for continuous health monitoring: Design and implementation. *IEEE Internet of Things Journal*, Vol. 10, No. 2, pp. 1470-1481 (2023)