

**Escuela Superior Politécnica del Litoral**

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción**

Implementación de un simulador de señales fisiológicas para el laboratorio  
de Neurociencias y Bioingeniería

INGE-3032

**Proyecto Integrador**

Previo la obtención del Título de:

**Ingeniero en Mecatrónica**

Presentado por:

Scarlet Gabriela Sánchez Aguirre

Rafael David Mata Puente

Guayaquil - Ecuador

Año: 2025

## Dedicatoria

---

A mis padres, Gabriel y Verónica, por ser el pilar de mi vida y acompañarme siempre con amor y ejemplo. Gracias por enseñarme a no rendirme y por hacer posible este logro. A mis hermanos, Lucas, mi mayor alegría e inspiración, e Isis, por estar presente y apoyarme a su manera.

A mi familia, tías y tíos, por su cariño constante, y en especial a mi tía Wendy, cuyo apoyo fue clave para que pudiera llegar hasta aquí.

A Jair, mi mejor amigo, por su paciencia infinita, su ayuda sincera y su amistad incondicional; a Kevin, por su compañía constante y por alegrar mis días; y a mis amigos del colegio Pamela, Natasha, Valeria y Ramiro, por su fe, apoyo y luz en los momentos más difíciles.

*Scarlet Sánchez*

## Dedicatoria

---

El presente proyecto lo dedico, en primer lugar, a Dios, por brindarme la fortaleza, la sabiduría y el conocimiento necesarios para afrontar cada uno de los retos de este proceso.

De manera especial, lo dedico a mi familia: a mi padre, por su apoyo y enseñanzas; a mi madre, por su cuidado constante, paciencia y ánimo incondicional; a mi hermano, por su compañía y preocupación; y a Lucy, por acompañarme en cada desvelada y ayudarme a despejar la mente cuando más lo necesitaba.

Finalmente, agradezco de todo corazón a todas las personas que me apoyaron directa o indirectamente con sus consejos y palabras de aliento, ya que sin ellas no habría sido posible llegar hasta este punto.

*Rafael Mata*

## Agradecimientos

---

Nuestro más sincero agradecimiento al M. Sc. Andrés Nenger por su guía y apoyo constante durante la elaboración de este proyecto. Su orientación fue fundamental para el desarrollo exitoso del BioSignalSimulator Pro.

Al M. Sc. Jonathan León, tutor del proyecto, por su dirección académica y retroalimentación precisa durante esta investigación.

Al Club Robota y al Club CoRAL de ESPOL por facilitar el acceso a equipos de manufactura necesarios para la materialización del prototipo.

Finalmente, a la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL) por proveer el ecosistema académico y recursos que hicieron posible esta investigación.

*Scarlet Sácnhez & Rafael Mata*

## Declaración Expresa

---

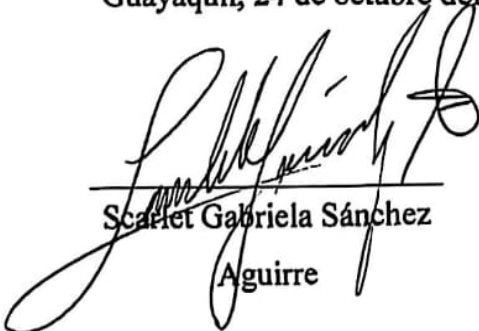
Nosotros Scarlet Gabriela Sánchez Aguirre y Rafael David Mata Puente acordamos y reconocemos que:

La titularidad de los derechos patrimoniales de autor (derechos de autor) del proyecto de graduación corresponderá al autor o autores, sin perjuicio de lo cual la ESPOL recibe en este acto una licencia gratuita de plazo indefinido para el uso no comercial y comercial de la obra con facultad de sublicenciar, incluyendo la autorización para su divulgación, así como para la creación y uso de obras derivadas. En el caso de usos comerciales se respetará el porcentaje de participación en beneficios que corresponda a favor del autor o autores.


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

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

Guayaquil, 24 de octubre del 2025.



Scarlet Gabriela Sánchez  
Aguirre



Rafael David Mata Puente

## **Evaluadores**

---

---

**Jorge Luis Hurel Ezeta, Ph. D.**

Profesor de Materia

---

**Jonathan Roberto León Torres, M. Sc.**

Tutor de proyecto

## Resumen

El presente proyecto desarrolla un simulador portátil de señales fisiológicas para entrenamiento en adquisición y procesamiento de señales biomédicas, respondiendo a la necesidad de herramientas educativas accesibles en instituciones de formación en salud. El objetivo es implementar un dispositivo que genere señales ECG, EMG y PPG con condiciones patológicas configurables mediante visualización táctil y salidas analógicas para equipos de adquisición. Se empleó un microcontrolador ESP32-WROOM-32 con frecuencia de muestreo de 2 kHz, modelos matemáticos validados, pantalla Nextion de 7 pulgadas y convertidor DAC de 8 bits con conectores BNC. El prototipo se fabricó mediante manufactura aditiva en PETG, integrando sistema de alimentación con autonomía superior a 5 horas. La validación espectral alcanzó fidelidad superior al 99% mediante análisis FFT, confirmando morfologías características de las patologías simuladas. El dispositivo permite transmisión inalámbrica WiFi a cuatro clientes simultáneos mediante aplicación web con visualización en tiempo real a 60 fps. El BioSignalSimulator Pro representa una alternativa económicamente viable y accesible frente a simuladores comerciales, manteniendo características técnicas competitivas. Se concluye que el sistema demuestra la viabilidad de desarrollar tecnología biomédica educativa de calidad con recursos limitados, democratizando el aprendizaje en procesamiento de señales fisiológicas en el contexto educativo ecuatoriano.

Palabras Clave: *Biosimulador, ESP32, Electrocardiografía, Electromiografía, Fotopleτισmografía*

### ***Abstract***

*This project develops a portable physiological signal simulator for training in biomedical signal acquisition and processing, addressing the need for accessible educational tools in health training institutions. The objective is to implement a device that generates ECG, EMG, and PPG signals with configurable pathological conditions through tactile visualization and analog outputs for acquisition equipment. An ESP32-WROOM-32 microcontroller with 2 kHz sampling frequency, validated mathematical models, a 7-inch Nextion display, and an 8-bit DAC converter with BNC connectors were employed. The prototype was manufactured using PETG additive manufacturing, integrating a power system with autonomy exceeding 5 hours. Spectral validation achieved fidelity above 99% through FFT analysis, confirming characteristic morphologies of simulated pathologies. The device enables WiFi wireless transmission to four simultaneous clients through a web application with real-time visualization at 60 fps. The BioSignalSimulator Pro represents an economically viable and accessible alternative to commercial simulators, maintaining competitive technical characteristics. It is concluded that the system demonstrates the feasibility of developing quality educational biomedical technology with limited resources, democratizing learning in physiological signal processing within the Ecuadorian educational context.*

*Keywords: Biosimulator, ESP32, Electrocardiography, Electromyography, Photoplethysmography*

## Índice general

Resumen.....	I
<i>Abstract</i> .....	II
Índice general .....	III
Abreviaturas .....	VI
Simbología .....	VIII
Índice de figuras.....	X
Índice de tablas.....	XII
Índice de planos.....	XIV
Capítulo 1 .....	1
1. Introducción .....	2
1.1 Descripción del Problema .....	3
1.2 Justificación del Problema .....	4
1.3 Objetivos .....	5
1.3.1 Objetivo general .....	5
1.3.2 Objetivos específicos.....	5
1.4 Marco teórico .....	6
1.4.1 Fundamento teórico de las señales fisiológicas.....	6
1.4.2 Estado del arte .....	10
Capítulo 2.....	16
2. Metodología .....	17

2.1 Metodología de diseño .....	17
2.2 Diseño Conceptual .....	18
2.3 Diseño de software.....	19
2.3.1 Generación de las señales .....	19
2.3.2 Microcontrolador .....	22
2.3.3 Conexión del microcontrolador a la pantalla.....	25
2.3.4 Conexión del microcontrolador a la aplicación.....	27
2.4 Diseño electrónico .....	28
2.5 Diseño mecánico .....	29
Capítulo 3.....	32
3. Resultados y análisis .....	33
3.1 Resultados de diseño de software .....	33
3.1.1 Generación de las señales .....	33
3.1.2 Microcontrolador .....	43
3.1.3 Conexión del microcontrolador con la pantalla.....	45
3.1.4 Conexión del microcontrolador con la app.....	48
4. Resultados de diseño electrónico .....	52
4.1 Resultados de diseño mecánico .....	56
4.2 Prototipo final .....	59
4.3 Análisis de costos.....	60
Capítulo 4.....	62
5. Conclusiones y recomendaciones .....	63

5.1 Conclusiones .....	63
5.2 Recomendaciones .....	64
Referencias .....	65
Apéndice A. Rangos clínicos de referencia y parámetros fisiológicos .....	70
Apéndice B. Arquitectura del firmware y organización del código.....	75
Apéndice C. Métricas de condiciones patológicas implementadas .....	89
Apéndice D. Análisis de costos y viabilidad financiera del prototipo .....	90
Apéndice E. Especificaciones técnicas del BioSignal Simulator Pro .....	95

## Abreviaturas

AC	Componente Alterna (Alternating Current)
AV	Auriculoventricular
BLS	U.S. Bureau of Labor Statistics
BMS	Battery Management System (Sistema de Gestión de Batería)
BNC	Bayonet Neill-Concelman (tipo de conector coaxial)
BPM	Beats Per Minute (Latidos por Minuto)
CAD	Computer-Aided Design (Diseño Asistido por Computador)
CNC	Computer Numerical Control (Control Numérico Computarizado)
CV	Coefficiente de Variación
DAC	Digital-to-Analog Converter (Convertidor Digital-Analógico)
DC	Componente Continua (Direct Current)
ECG	Electrocardiograma
EMG	Electromiografía
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
FFT	Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier)
FR	Firing Rate (Tasa de Disparo)
GPIO	General Purpose Input/Output (Entrada/Salida de Propósito General)
HMI	Human-Machine Interface (Interfaz Humano-Máquina)
HR	Heart Rate (Frecuencia Cardíaca)
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
ISR	Interrupt Service Routine (Rutina de Servicio de Interrupción)
IVA	Impuesto al Valor Agregado
JSON	JavaScript Object Notation
LCD	Liquid Crystal Display (Pantalla de Cristal Líquido)

LED	Light Emitting Diode (Diodo Emisor de Luz)
LNB	Laboratorio de Neuroimagen y Bioingeniería
MDF	Median Frequency (Frecuencia Mediana)
MUAP	Motor Unit Action Potential (Potencial de Acción de Unidad Motora)
MVC	Maximum Voluntary Contraction (Contracción Voluntaria Máxima)
PCB	Printed Circuit Board (Placa de Circuito Impreso)
PETG	Polyethylene Terephthalate Glycol (Polietileno Tereftalato Glicol)
PI	Perfusion Index (Índice de Perfusión)
PPG	Fotopletismografía (Photoplethysmography)
PR	Intervalo PR (onda P a complejo QRS)
QRS	Complejo QRS (ondas Q, R y S del ECG)
QT/QTc	Intervalo QT / QT corregido
RC	Resistor-Capacitor (filtro pasivo)
RGB	Red Green Blue (sistema de colores)
RMS	Root Mean Square (Raíz Media Cuadrática)
ROI	Return on Investment (Retorno de Inversión)
RR	Intervalo R-R (entre picos R consecutivos)
SFEMG	Single-Fiber Electromyography (Electromiografía de Fibra Única)
SPIFFS	SPI Flash File System (Sistema de Archivos en Memoria Flash)
SpO <sub>2</sub>	Saturación Periférica de Oxígeno
ST	Segmento ST del electrocardiograma
STEMI	ST-Elevation Myocardial Infarction (Infarto con Elevación del ST)
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
USB	Universal Serial Bus
WiFi	Wireless Fidelity (red inalámbrica)

**Simbología**

%	Porcentaje
°C	Grados Celsius
$\mu\text{F}$	Microfaradio
$\mu\text{V}$	Microvoltio
A	Amperio
dB	Decibelio
fps	Frames per second (cuadros por segundo)
g	Gramo
h	Hora
Hz	Hertz
KB	Kilobyte
kg	Kilogramo
kHz	Kilohertz
$\text{k}\Omega$	Kiloohmio
kW	Kilovatio
kWh	Kilovatio-hora
mA	Miliamperio
mAh	Miliamperio-hora
MHz	Megahertz
mm	Milímetro
ms	Milisegundo
mV	Milivoltio
mV/s	Milivoltios por segundo
pts/s	Puntos por segundo

px	Pixel
s	Segundo
V	Voltio
W	Vatio
$\Omega$	Ohmio

## Índice de figuras

Figura 1.1 Ondas, complejos, intervalos y segmentos de una señal ECG. ....	7
Figura 1.2 Potencial de una unidad motora. ....	9
Figura 1.3 Morfología de la señal PPG mostrando picos sistólicos e inicios diastólicos. ....	10
Figura 2.1 Diagrama de flujo de la metodología de diseño seguida .....	17
Figura 2.2 Ilustración del diseño conceptual del sistema simulador de señales biomédicas .....	18
Figura 3.1 Señal ECG sintética normal .....	33
Figura 3.2 Señal ECG sintética que presenta taquicardia .....	33
Figura 3.3 Señal ECG sintética que presenta fibrilación Ventricular .....	34
Figura 3.4 Señal ECG sintética con elevación del segmento ST .....	34
Figura 3.5 Señal ECG ideal de un latido cardíaco en derivación II .....	34
Figura 3.6 Análisis espectral de una muestra de señal ECG sintética normal .....	36
Figura 3.7 Señal EMG sintética en reposo. ....	37
Figura 3.8 Señal EMG sintética en contracción máxima .....	37
Figura 3.9 Señal EMG sintética mostrando fatiga muscular .....	38
Figura 3.10 Análisis espectral de una muestra de señal EMG sintética de contracción máxima .	39
Figura 3.11 Señal PPG sintética normal.....	40
Figura 3.12 Señal PPG sintética que presenta arritmia .....	40
Figura 3.13 Señal PPG sintética que presenta perfusión fuerte .....	41
Figura 3.14 Señal PPG normal con pulsos definidos .....	41
Figura 3.15 Análisis espectral de una muestra de señal PPG sintética normal .....	43
Figura 3.16 Arquitectura diseñada para el microcontrolador.....	44
Figura 3.17 Arquitectura diseñada para Nextion .....	45
Figura 3.18 Flujo de navegación en la interfaz de usuario.....	46
Figura 3.19 Señales fisiológicas en pantalla Nextion .....	48

Figura 3.20 Arquitectura diseñada para la app web .....	49
Figura 3.21 Pantalla de inicialización de la app web .....	50
Figura 3.22 Validación de las señales fisiológicas en la app web.....	51
Figura 3.23 Esquema del circuito electrónico .....	52
Figura 3.24 Diseño y fabricación de placa PCB .....	54
Figura 3.25 Circuito ensamblado en el dispositivo .....	55
Figura 3.26 Señales fisiológicas filtradas vistas en un osciloscopio.....	56
Figura 3.27 Vista explosionada de la carcasa diseñada y la ocupación de sus elementos .....	57
Figura 3.28 Piezas de la carcasa en el entorno de impresión .....	58
Figura 3.29 Resultados de fabricación de las piezas .....	59
Figura 3.30 Prototipo funcional operando.....	60
Figura B.1 Bradicardia .....	77
Figura B.2 Fibrilación auricular .....	78
Figura B.3 Bloque AV 1er grado .....	79
Figura B.4 Depresión ST.....	80
Figura B.5 Contracción leve.....	82
Figura B.6 Contracción moderada .....	83
Figura B.7 Parkison reposo .....	83
Figura B.8 Perfusión débil .....	85
Figura B.9 Vasoconstricción .....	86
Figura B.10 Vasodilatación.....	87

## Índice de tablas

Tabla 2.1 Matriz de decisión para los métodos de generación de señales fisiológicas.....	21
Tabla 2.2 Matriz de decisión para microcontrolador .....	24
Tabla 2.3 Matriz de decisión para la pantalla.....	27
Tabla 2.4 Consumo de los componentes principales del sistema .....	29
Tabla 2.5 Potencia disipada de los componentes principales del sistema.....	31
Tabla 3.1 Métricas de señal ECG sintética normal .....	35
Tabla 3.2 Métricas de una secuencia de contracción máxima .....	39
Tabla 3.3 Métricas medidas de una señal PPG sintética normal.....	42
Tabla 3.4 Métricas de rendimiento Nextion.....	47
Tabla 3.5 Resumen de métricas de la app web .....	51
Tabla 3.6 Filtros RC diseñados .....	53
Tabla 3.7 Resumen de costos del prototipo.....	61
Tabla A.1 ECG - Complejo PQRST Normal (Lead II).....	70
Tabla A.2 Rangos QTc.....	71
Tabla A.3 Condiciones ECG.....	71
Tabla A.4 Variabilidad RR.....	71
Tabla A.5 Condiciones EMG .....	72
Tabla A.6 Frecuencias de disparo EMG .....	72
Tabla A.7 Tipos de unidades motoras .....	73
Tabla A.8 Condiciones PPG.....	73
Tabla A.9 Índice de perfusión .....	74
Tabla A.10 Modelo de duración sístole/diástole (Fisiología cardiovascular).....	74
Tabla B.1 Métricas de taquicardia.....	75
Tabla B.2 Métricas de elevación ST .....	76

Tabla B.3 Métricas de bradicardia .....	77
Tabla B.4 Métricas de fibrilación auricular .....	78
Tabla B.5 Métricas de bloqueo AV1 .....	79
Tabla B.6 Métricas de depresión ST .....	80
Tabla B.7 Métricas de reposo.....	81
Tabla B.8 Métricas de fatiga (inicio) .....	81
Tabla B.9 Métricas de fatiga (final) .....	82
Tabla B.10 Métricas de contracción leve .....	82
Tabla B.11 Métricas de contracción moderada.....	83
Tabla B.12 Métricas de Parkison (reposo) .....	84
Tabla B.13 Métricas de arritmia.....	84
Tabla B.14 Métricas de perfusión fuerte .....	85
Tabla B.15 Métricas de perfusión débil .....	86
Tabla B.16 Métricas de vasoconstricción .....	87
Tabla B.17 Métricas de vasodilatación .....	88
Tabla C.1 Organización de módulos .....	89
Tabla D.1 Costo de materiales .....	90
Tabla D.2 Costo de mano de obra .....	92
Tabla D.3 Costos de fabricación .....	92
Tabla D.4 Rentabilidad y precio de venta al público .....	93
Tabla D.5 Inversión inicial.....	93
Tabla D.6 Proyección operacional y retorno de inversión .....	94
Tabla E.1 Especificaciones de BioSignal Simulator Pro .....	95

### Índice de planos

- PLANO 1 Placa de generación y control
- PLANO 2 Prototipo – Materia integradora
- PLANO 3 Carcasa – Materia integradora
- PLANO 3 Tapa – Materia integradora
- PLANO 3 Aro – Materia integradora

# Capítulo 1

## 1. Introducción

La ingeniería mecatrónica ha evolucionado más allá de la automatización industrial, expandiéndose hacia el sector salud mediante sistemas embebidos, sensores y procesamiento de señales. Desde la década de 1960, esta disciplina ha impulsado avances en imágenes médicas, cirugía robótica, rehabilitación y monitoreo personalizado, permitiendo procedimientos más precisos y menos invasivos [1].

Entre las aplicaciones médicas más relevantes destaca el análisis de señales fisiológicas como el electrocardiograma (ECG), la electromiografía (EMG) y la fotopletismografía (PPG), esenciales para evaluar el sistema cardiovascular, neuromuscular y circulatorio. En el contexto educativo, los simuladores de bioseñales permiten generar estas señales de forma segura y controlada, favoreciendo el aprendizaje práctico sin riesgos asociados al trabajo con pacientes reales.

A nivel internacional, diversos estudios han demostrado los beneficios de la simulación biomédica. En España, Granero-Molina et al. estudiaron 246 estudiantes de Enfermería, evidenciando mejoras en estilos de aprendizaje teórico ( $p < 0.040$ ) y pragmático ( $p < 0.010$ ), además de mayor motivación [2]. En Turquía, Uslu et al. trabajaron con 125 estudiantes, mostrando incremento en conocimiento ( $40.36 \pm 20.24 \rightarrow 75.39 \pm 11.46$ ,  $p = 0.001$ ), con altos niveles de satisfacción ( $4.77 \pm 0.42$ ) y autoconfianza ( $4.51 \pm 0.54$ ) [3].

Sin embargo, en América Latina persisten limitaciones estructurales. Una encuesta a 50 profesores reveló que el 95% de las sesiones se realizan con menos de 18 estudiantes por falta de simuladores [4]. En Ecuador, solo el 46% de las provincias cuenta con equipos de simulación, en su mayoría básicos, lo que restringe prácticas avanzadas con bioseñales [5].

Ante este panorama, resulta prioritario implementar soluciones educativas que respondan a las limitaciones locales y fortalezcan la formación técnica en bioingeniería. La Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL) ha identificado la necesidad de contar con herramientas didácticas que simulen señales fisiológicas de manera controlada y ajustable. Este proyecto se orienta al

desarrollo de un simulador educativo para el Laboratorio de Neuroimagen y Bioingeniería (LNB), destinado a potenciar la formación de estudiantes de Ingeniería Mecatrónica en bioinstrumentación, procesamiento de señales y diseño de sistemas biomédicos.

El presente informe se organiza en cuatro capítulos: el primero expone el contexto, la problemática y la justificación del proyecto; el segundo describe la metodología de diseño e implementación; el tercero presenta los resultados y su análisis; y el cuarto compila las conclusiones generales y recomendaciones para futuras mejoras y aplicaciones.

### **1.1 Descripción del Problema**

El Laboratorio de Neuroimagen y Bioingeniería (LNB) de la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL) se dedica a la investigación en enfermedades neurológicas y al desarrollo de soluciones biomédicas. El LNB cumple un rol formativo en Ingeniería Mecatrónica, ofreciendo prácticas en bioinstrumentación, procesamiento de señales fisiológicas y diseño de sistemas biomédicos. Los estudiantes participan en proyectos que integran electrónica, programación embebida y modelado matemático aplicados al sector salud.

Sin embargo, las prácticas con bioseñales presentan limitaciones significativas. Actualmente, los estudiantes trabajan con bases de datos pregrabadas o con tarjetas de adquisición conectadas a sujetos reales. Las bases de datos solo permiten escenarios fijos sin interacción ni variaciones en tiempo real, mientras que las tarjetas requieren disponibilidad de participantes, generan consideraciones éticas y producen señales que dependen del estado fisiológico del voluntario, dificultando la reproducibilidad y la exploración de patologías específicas.

El problema central es la ausencia de un sistema que genere señales ECG, EMG y PPG sintéticas, fisiológicamente plausibles y ajustables en tiempo real. Este sistema debe permitir manipular parámetros como frecuencia cardíaca, amplitud, morfología de onda y artefactos, facilitando la experimentación sin restricciones logísticas y éticas.

El sistema debe generar señales ECG, EMG y PPG con morfología fisiológicamente plausible, permitir ajuste de parámetros en tiempo real mediante interfaz intuitiva, y proporcionar salidas compatibles con equipos de laboratorio estándar. Los requerimientos funcionales, técnicos y de usabilidad se detallan en el Capítulo 2.

Las variables de interés comprenden frecuencia de muestreo, precisión en morfologías (ondas P, QRS, T; picos sistólicos y diastólicos; MUAPs), nivel de ruido y capacidad de exportación de datos.

Las restricciones incluyen presupuesto limitado que exige componentes de bajo costo, normas de seguridad eléctrica (salidas  $\pm 5V$ ), compatibilidad con equipos existentes, y usabilidad para estudiantes con diversos niveles de experiencia.

La importancia radica en permitir experimentar con escenarios clínicos diversos (arritmias, miopatías, variaciones vasculares) que no se presentan en sujetos sanos. El sistema es medible mediante métricas cuantitativas como correlación cruzada, error cuadrático medio y análisis espectral. La actualidad del problema se fundamenta en el crecimiento de la ingeniería biomédica y la necesidad de formar profesionales capaces de desarrollar tecnologías médicas innovadoras.

## **1.2 Justificación del Problema**

La ausencia de un simulador funcional de señales fisiológicas limita la formación práctica de los estudiantes de Ingeniería Mecatrónica. Resolver esta carencia es fundamental para permitir la manipulación de parámetros fisiológicos, la observación de respuestas en tiempo real y la experimentación con condiciones clínicas simuladas, sin depender de pacientes reales ni equipos médicos especializados.

Desde la perspectiva pedagógica, el simulador permite comprender los fundamentos de señales biomédicas, validar algoritmos de procesamiento digital y experimentar con detección de eventos fisiológicos, desarrollando competencias en bioinstrumentación y procesamiento de señales altamente valoradas en el sector biomédico.

La relevancia profesional se fundamenta en el crecimiento de la ingeniería biomédica. Según el U.S. Bureau of Labor Statistics [6], el empleo en esta área aumentará un 5% entre 2022 y 2032. Herramientas didácticas que integren electrónica, programación embebida y modelado matemático mejoran la preparación académica y posicionan a los futuros ingenieros para responder a los desafíos del sector salud.

Técnicamente, el simulador permite explorar dinámicamente el efecto de variaciones paramétricas, facilitando el entendimiento de mecanismos fisiológicos. A diferencia de la adquisición con sujetos reales, elimina la variabilidad incontrolada y las restricciones éticas, permitiendo reproducir experimentos y explorar condiciones patológicas.

Económicamente, desarrollar un simulador con tecnologías abiertas representa una solución viable para instituciones con presupuestos limitados, donde los simuladores comerciales tienen costos prohibitivos.

Esta alternativa funcional y replicable beneficia a ESPOL y establece un precedente para otras universidades de la región, contribuyendo a formar ingenieros capaces de innovar en tecnologías médicas que mejoran la calidad de vida mediante dispositivos de diagnóstico, monitoreo y rehabilitación.

### **1.3 Objetivos**

#### ***1.3.1 Objetivo general***

Implementar un simulador de señales fisiológicas basado en modelos computacionales, mediante la programación de un microcontrolador que reproduzca formas de onda en pantalla y emita salidas analógicas acondicionadas para uso didáctico en laboratorio.

#### ***1.3.2 Objetivos específicos***

1. Diseñar el sistema de generación de señales ECG, EMG y PPG mediante modelos matemáticos ajustados, incorporando tanto condiciones normales como variaciones fisiopatológicas, con interfaz de usuario para ajuste de parámetros desde el dispositivo.

2. Construir un prototipo funcional mediante manufactura aditiva, que integre y proteja los componentes electrónicos de conversión, acondicionamiento y visualización, con acceso a controles e interfaz de usuario, adecuado para uso compartido en prácticas de laboratorio.
3. Desarrollar una aplicación con interfaz gráfica que permita el control de la simulación, la visualización de señales en tiempo real y la exportación de datos para análisis académico.

## **1.4 Marco teórico**

### ***1.4.1 Fundamento teórico de las señales fisiológicas***

El marco teórico fundamenta los principios bioeléctricos de las señales fisiológicas y las tecnologías embebidas aplicadas para el desarrollo del simulador.

#### ***1.4.1.1 Electrocardiograma (ECG)***

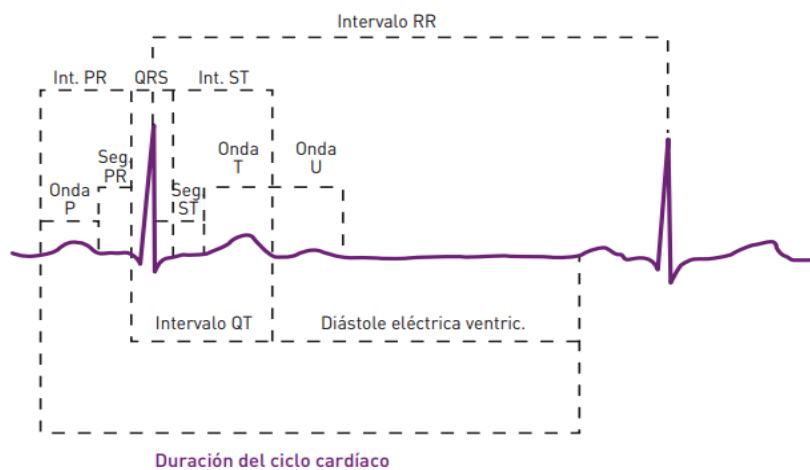
El electrocardiograma (ECG) constituye una herramienta fundamental en el diagnóstico cardíaco, registrando la actividad eléctrica del corazón durante sus ciclos de contracción y relajación. Esta señal cuasi-periódica se origina a partir de cambios iónicos a través de las membranas celulares, estableciendo un campo potencial extracelular que se propaga por el tejido cardíaco [7]. Su captación en la superficie corporal es posible gracias a la conductividad del líquido extracelular y la presencia de electrolitos como el cloruro de sodio (NaCl) [8].

El ECG presenta una morfología característica definida que representan la actividad eléctrica cardíaca secuencial, como se muestra en la Figura 1.1. La línea isoeletrica constituye el punto de referencia base, representando los períodos de reposo cardíaco, mientras las deflexiones positivas o negativas registran los potenciales de despolarización y repolarización. La secuencia comienza con la onda P, que refleja la despolarización auricular con duración menor a 0.10 s, seguida por el complejo QRS que representa la despolarización ventricular con amplitud típica de 1 mV y duración inferior a 0.12 s. Posteriormente, la onda T evidencia la repolarización ventricular mostrando una característica forma asimétrica. Entre estos componentes, los intervalos y segmentos proporcionan información crucial: el intervalo PR (0.12-0.20 s) mide el tiempo de

conducción auriculoventricular, el segmento ST representa la transición entre despolarización y repolarización ventricular, y el intervalo QT (aproximadamente 0.40 s) cuantifica la duración total de la sístole eléctrica ventricular. Los valores normales de amplitud del ECG oscilan entre 0.5 y 1.5 mV, y la frecuencia cardíaca típica se encuentra entre 60 y 100 latidos por minuto. El análisis de esta señal permite detectar patologías como bradicardia, taquicardia, bloqueos de conducción, fibrilación auricular e infarto agudo de miocardio, siendo una herramienta esencial en diagnóstico clínico y formación académica [9].

### Figura 1.1

*Ondas, complejos, intervalos y segmentos de una señal ECG.*



*Nota.* La Figura representa una onda de ECG normal y su composición según la Editorial Médica Panamericana [9].

La adquisición sigue el triángulo de Einthoven, utilizando tres derivaciones bipolares: I (brazo izquierdo-derecho), II (pierna izquierda-brazo derecho) y III (pierna-brazo izquierdos) [8]. El ECG de 12 derivaciones incorpora electrodos precordiales (V1-V6), proporcionando una visión tridimensional de la actividad cardíaca [9].

#### 1.4.1.2 Electromiografía (EMG)

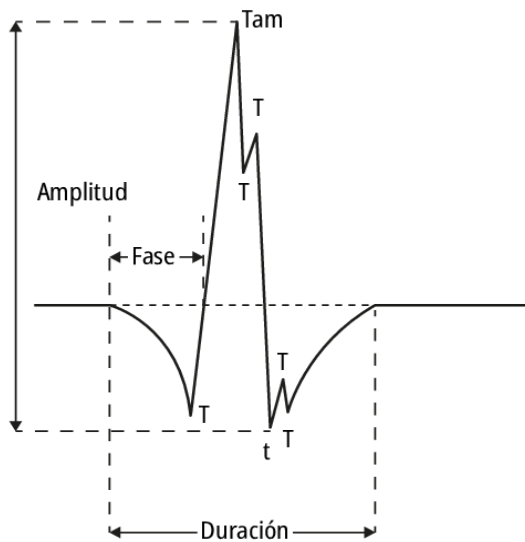
La electromiografía (EMG) estudia la actividad eléctrica durante la contracción muscular, originada por la despolarización sincronizada de fibras musculares en una unidad motora.

Cuando una neurona motora estimula las fibras, se produce un Potencial de Acción de Unidad Motora (MUAP). Durante una contracción voluntaria, múltiples unidades motoras se activan de forma asíncrona, superponiéndose temporal y espacialmente para formar el patrón de interferencia característico de la señal EMG. Esta señal, de naturaleza estocástica y no estacionaria, puede adquirirse mediante electrodos de superficie (EMGs) para obtener una visión global de la activación muscular o con electrodos intramusculares (SFEMG o MUAP) para un análisis específico de unidades motoras individuales.

La morfología típica de un MUAP, mostrada en la Figura 1.2, incluye una secuencia de picos positivos y negativos, cuya amplitud refleja la cantidad de fibras activadas y su grado de sincronización. La fase representa el desplazamiento temporal entre componentes de la señal, y la duración del MUAP suele estar entre 5 y 15 milisegundos, siendo un parámetro clave para diferenciar patrones normales de patológicos. Desde el punto de vista clínico, la frecuencia típica de la señal EMG se encuentra entre 20 y 500 Hz, y su amplitud varía entre 50  $\mu\text{V}$  y 5 mV en registros de superficie. Estos valores dependen del tipo de músculo, la profundidad del electrodo y el nivel de contracción. En registros intramusculares, la amplitud puede alcanzar hasta 10 mV. [10]. Esta señal evalúa el estado neuromuscular, detecta miopatías, neuropatías y fatiga muscular. En educación, permite validar algoritmos de filtrado y control de prótesis mioeléctricas.

**Figura 1.2**

*Potencial de una unidad motora.*



*Nota.* La Figura representa cómo es la morfología del potencial de una unidad motora descrito por Lufandt et al [11].

#### 1.4.1.3 Fotoplestismograma (PPG)

El fotoplestismograma (PPG) es una señal óptica que permite registrar los cambios volumétricos en la circulación sanguínea periférica mediante técnicas no invasivas. Su principio de funcionamiento se basa en la absorción de luz: cuando la sangre fluye por los vasos, modifica la cantidad de luz reflejada o transmitida a través de la piel, lo que puede ser detectado por un fotodiodo. Esta señal se adquiere comúnmente en zonas como el dedo, la muñeca o el lóbulo de la oreja, utilizando sensores LED infrarrojos o rojos, y se procesa digitalmente para extraer parámetros cardiovasculares relevantes.

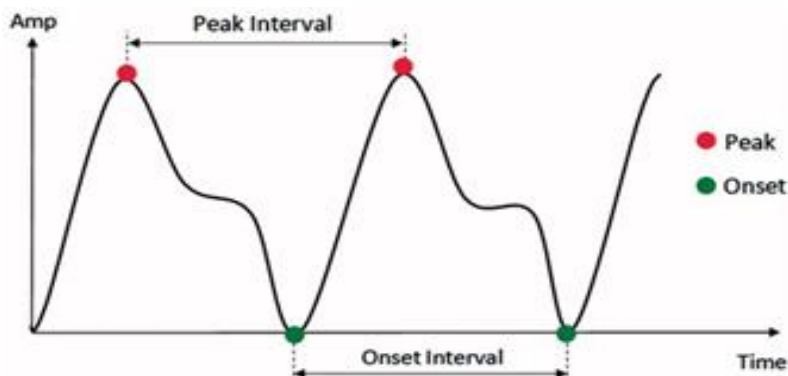
La sangre bombeada por el ventrículo izquierdo hacia la aorta pierde presión en arteriolas y capilares antes de retornar al corazón [7]. El PPG permite estimar la presión sistólica (máxima durante la eyección) y diastólica (mínima al final de la relajación), calculándose la presión arterial media como un tercio de la presión del pulso más la diastólica.

La morfología típica de la señal PPG mostrada en la Figura 1.3, incluye un pico sistólico, correspondiente al aumento de volumen durante la eyección cardíaca, y una onda dicrótica, que refleja el cierre de la válvula aórtica. Dos intervalos fundamentales permiten el análisis temporal: el intervalo entre picos sistólicos consecutivos y el intervalo entre inicios diastólicos sucesivos. Estos parámetros permiten calcular la frecuencia cardíaca con una precisión que alcanza el 99.5% en condiciones basales. Clínicamente, la frecuencia derivada del PPG se encuentra entre 60 y 100 latidos por minuto, y su amplitud típica en sistemas amplificados varía entre 0.1 y 1 V, dependiendo del sitio de medición y la perfusión periférica [12].

La relación temporal entre componentes proporciona información sobre compliancia arterial y resistencia vascular periférica. Por su naturaleza no invasiva y bajo costo, el PPG se utiliza en oxímetros de pulso, relojes inteligentes y telemedicina. Su simulación valida algoritmos de frecuencia cardíaca, presión arterial, variabilidad y detección de eventos vasculares.

### Figura 1.3

*Morfología de la señal PPG mostrando picos sistólicos e inicios diastólicos.*



*Nota.* La Figura muestra cómo se compone una señal de pulso según Madhan Mohan et al [12].

#### 1.4.2 Estado del arte

Los fundamentos teóricos de la simulación de bioseñales tienen raíces en investigaciones pioneras. En 1957, Henneman [13] estableció el Principio del Tamaño, demostrando que las unidades motoras se reclutan en orden ascendente según su tamaño, principio fundamental para

cualquier modelo EMG realista. Décadas más tarde, en 1993, Fuglevand, Winter y Patla [14] desarrollaron un modelo computacional completo de reclutamiento de unidades motoras y codificación de tasa de disparo, que se convirtió en el estándar para simulación de señales electromiográficas, modelando hasta 100 unidades motoras con patrones de disparo realistas y dependencias temporales.

Un avance crucial ocurrió en 2003 cuando McSharry, Clifford, Tarassenko y Smith [15] presentaron un modelo dinámico para generar señales electrocardiográficas sintéticas basado en ecuaciones diferenciales ordinarias. Este modelo representa el ciclo cardíaco como un oscilador en el espacio tridimensional, donde cada onda del ECG (P, Q, R, S, T) se modela mediante funciones gaussianas con parámetros ajustables. La implementación utiliza integración numérica Runge-Kutta de cuarto orden para garantizar precisión en las transiciones rápidas del complejo QRS. Este enfoque se consolidó como referencia internacional por su capacidad de generar señales con variabilidad de frecuencia cardíaca realista, incorporando componentes espectrales de baja frecuencia (0.04-0.15 Hz) y alta frecuencia (0.15-0.40 Hz) que representan la modulación del sistema nervioso autónomo.

En 2010, Patrick et al. [16] abordaron la simulación de EMG desde una perspectiva aplicada al entrenamiento en prótesis mioeléctricas, especialmente en casos de desarticulación de muñeca. El objetivo fue generar señales sintéticas que permitieran probar sistemas de rehabilitación sin depender de pacientes amputados. La metodología se basó en un enfoque estadístico que modela la señal como un proceso gaussiano de banda limitada entre 20 y 400 Hz, fundamentado en el teorema del límite central. El sistema se implementó sobre un microcontrolador que incorporaba un generador de números aleatorios de 32 bits, un filtro FIR de cuarto orden y una conversión digital-analógica de 16 bits. El rango dinámico de salida obtenido fue de  $1 \mu\text{Vpp}$  a  $10 \text{mVpp}$ , lo que permitió simular condiciones realistas de activación muscular. Esta arquitectura facilitó pruebas funcionales en sistemas de rehabilitación

mioeléctrica, demostrando que la simulación podía ser utilizada no solo en entornos educativos, sino también en aplicaciones clínicas de alto impacto.

En 2017, Huamán Guzmán [17] implementó en Perú un simulador de señales electrocardiográficas para evaluación funcional de monitores, demostrando la viabilidad de estos sistemas en países latinoamericanos con recursos limitados. Ese mismo año, Hurtado Requena [18] desarrolló en la Universidad de Málaga un simulador de electrocardiograma de bajo costo, basado en el microcontrolador ATmega328P. El objetivo fue demostrar la viabilidad de generar señales electrocardiográficas realistas mediante circuitos electrónicos de código abierto, accesibles para instituciones educativas con presupuestos limitados. El sistema permitió variar la frecuencia cardíaca en un rango de 60 a 114.7 latidos por minuto mediante un potenciómetro, incluyendo la capacidad de simular condiciones como bradicardia y taquicardia. Las pruebas de validación mostraron una representación casi idéntica a ECG reales, confirmando su potencial para fines académicos y destacando la posibilidad de extender esta metodología a otras bioseñales.

En 2020, Kubíček et al. [19] propusieron el modelado matemático de señales ECG utilizando series de Fourier, una alternativa más simple al modelo de McSharry, pero con menor capacidad de representar variabilidad fisiológica.

En 2021, Gallo-Padilla, Espinosa-Medina y Ramon-Valencia [10] presentaron un simulador de electromiografía de superficie con aplicación pedagógica, cuyo objetivo fue reproducir fielmente las características de las señales musculares en condiciones controladas. Para ello, caracterizaron señales reales mediante veintiún armónicos, once correspondientes a la fase de contracción y diez a la fase de relajación. La implementación técnica incluyó una etapa de preamplificación con ganancia de 10,820 veces, filtrado pasa banda entre 10 y 500 Hz y un filtro notch a 60 Hz para eliminar interferencias de la red eléctrica. Además, se incorporaron ruidos característicos como artefactos de movimiento a 1 Hz e interferencia de línea

eléctrica a 60 Hz, lo que permitió reproducir condiciones realistas de adquisición. Los resultados validaron que las señales simuladas replicaban fielmente las características en los dominios de tiempo y frecuencia de las señales EMG reales, consolidando la utilidad de este enfoque para la enseñanza de bioinstrumentación y procesamiento de señales.

En 2023, Yahaya y Teo [20] realizaron una revisión sobre el uso de redes generativas adversariales (GANs) en la generación de bioseñales sintéticas. Analizaron arquitecturas como DCGAN y WGAN, aplicadas a la creación de biomarcadores en medicina y neurociencia, incluyendo ECG y PPG. Las GANs aprenden la distribución estadística de señales reales y generan nuevas instancias que conservan sus propiedades morfológicas y espectrales. Este enfoque permitió representar múltiples escenarios de adquisición y condiciones de ruido con mayor fidelidad que los métodos clásicos de aumento de datos, consolidando su utilidad en simuladores inteligentes y sistemas de entrenamiento automatizado.

En 2024, León et al. [21] desarrollaron un modelo paramétrico para EMG que parametriza hasta quince MUAPs individuales, combinados con patrones de disparo aleatorios que incorporan dependencias temporales de corto y largo plazo. El objetivo fue reproducir la variabilidad natural del sistema neuromuscular. Los resultados mostraron un error máximo del 4.1% respecto a señales reales, lo que valida la precisión del modelo y su utilidad en entornos académicos y clínicos.

También en 2024, Guzmán Toscano y Revelo Huacón [22] desarrollaron un prototipo de simulación de actividad cardíaca en Ecuador, con el objetivo de implementar sistemas mecatrónicos educativos de bajo costo. El proyecto integró señales ECG provenientes de la base de datos PhysioNet, procesadas en MATLAB, con actuadores controlados por Arduino. El desarrollo validó una arquitectura técnica funcional, aunque se identificaron desafíos relevantes como la inestabilidad mecánica por vibraciones y la necesidad de mejorar las interfaces de usuario. Este trabajo evidenció una brecha formativa entre el interés tecnológico

de los estudiantes y sus capacidades de implementación práctica, estableciendo un precedente que justifica la creación de herramientas pedagógicas más robustas.

Zanchi et al. [23] en ese mismo año exploraron el uso de técnicas de aumento de datos clásicas, heredadas de visión por computador, aplicadas a señales biomédicas como ECG. El objetivo fue ampliar conjuntos de datos para entrenamiento de modelos de clasificación, sin necesidad de adquirir nuevas señales. Las transformaciones aplicadas incluyeron escalamiento temporal, inversión, adición de ruido blanco, deformaciones no lineales e interpolación. Los resultados mostraron que estas técnicas eran efectivas para representar variaciones plausibles de señales reales, con bajo costo computacional y alta simplicidad. Aunque estas transformaciones no generan nueva fisiología, su utilidad radica en la capacidad de aumentar la diversidad de los datos, lo que mejora el rendimiento de algoritmos de clasificación y facilita la enseñanza en entornos educativos.

También en 2024, Ghasemi, Rahmani y Sadeghi [24] desarrollaron un modelo generativo de fotopletismografía sintética mediante programación genética. El objetivo fue crear señales con alta fidelidad estadística que pudieran ser utilizadas en validación de algoritmos y entrenamiento de sistemas biomédicos. La metodología implementó un modelo basado en árboles evolutivos, que combinan operadores aritméticos y geométricos para generar funciones matemáticas representativas de los componentes de la señal PPG. El sistema alcanzó métricas destacadas: error cuadrático medio (MSE) de 0.0001, error cuadrático medio raíz (RMSE) de 0.01 y coeficiente de correlación de 0.999. Estos resultados demostraron que era posible reproducir biomarcadores clave con gran precisión, posicionando la programación genética como una alternativa poderosa para la generación de bioseñales sintéticas.

Finalmente, en 2025, Lefieux et al. [25] propusieron un modelo multifásico de PPG que combina poroelasticidad lineal para simular la perfusión con difusión óptica para representar absorción y dispersión de la luz. Este enfoque permitió reproducir con alta precisión

biomarcadores clave como la relación AC/DC, consolidando la importancia de integrar principios de dinámica vascular y óptica tisular en la simulación de señales fisiológicas.

Ese mismo año, Veedhi, Das y Behera [26] propusieron una combinación de transferencia de estilo (STDA) y GANs para aumentar datos biomédicos. El objetivo fue mejorar la clasificación en conjuntos desbalanceados, un problema común en bases de datos clínicas. La metodología incluyó la aplicación de optimización metaheurística para ajustar parámetros de generación, logrando señales sintéticas que representaban múltiples escenarios. Los resultados mostraron mejoras significativas en el rendimiento de modelos de clasificación, evidenciando el potencial de combinar técnicas de inteligencia artificial con simulación biomédica.

## **Capítulo 2**

## 2. Metodología

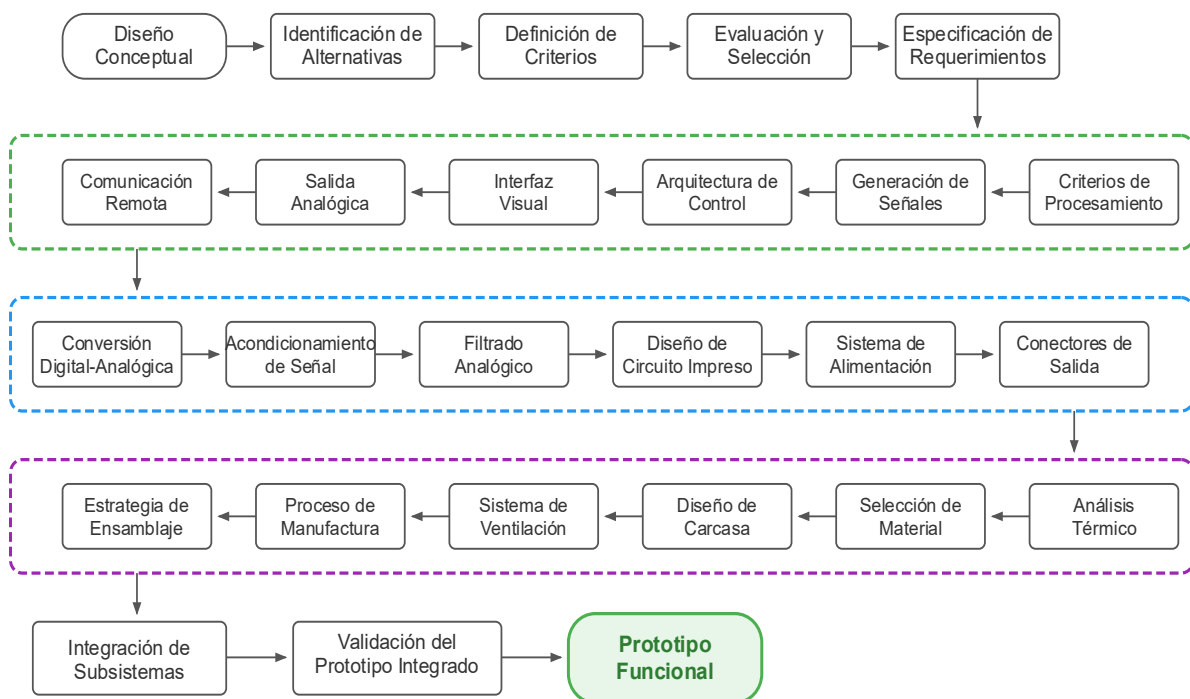
Se presenta la metodología de diseño seguida para el BioSignalSimualtor Pro.

### 2.1 Metodología de diseño

Se adoptó un enfoque de diseño modular descendente con prototipado iterativo, estructurado en cinco etapas principales: Diseño Conceptual, Identificación de Alternativas, Definición de Criterios, Evaluación y Selección mediante matrices de decisión ponderadas, y Especificación de Requerimientos técnicos. El diagrama de la Figura 2.1 ilustra cómo este flujo metodológico se aplica de forma paralela a los subsistemas de software, electrónico y mecánico, detallando para cada uno las actividades clave, desde la definición funcional y selección tecnológica hasta el diseño, implementación e integración final del sistema. Esta metodología facilita la trazabilidad de las decisiones de diseño, la validación independiente de cada subsistema y la iteración basada en los resultados de pruebas.

**Figura 2.1**

*Diagrama de flujo de la metodología de diseño seguida*

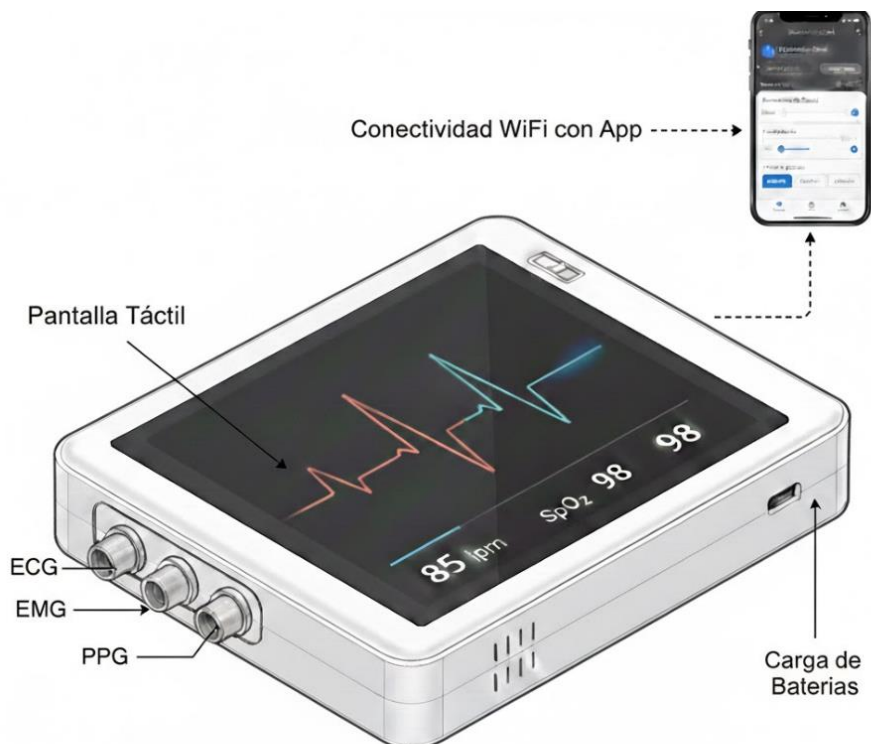


## 2.2 Diseño Conceptual

La Figura 2.2 muestra el BioSignalSimulator Pro concebido como un dispositivo portátil compacto con arquitectura modular. El sistema integra subsistemas de software, electrónica y mecánica. El software embebido gestiona la generación de señales sintéticas en tiempo real, la configuración de parámetros y la comunicación con la pantalla táctil para visualización y una aplicación web para monitoreo y control remoto desde dispositivos móviles. El subsistema electrónico incorpora conversión digital-analógica, acondicionamiento de señal y gestión de energía con baterías recargables, ofreciendo autonomía y salidas analógicas independientes. El subsistema mecánico asegura protección, ergonomía y portabilidad mediante una carcasa personalizada con ventilación y un perfil delgado.

### Figura 2.2

*Ilustración del diseño conceptual del sistema simulador de señales biomédicas*



## 2.3 Diseño de software

El diseño del software comprende la generación de señales, diseño de arquitectura, interfaz de usuario y aplicación web.

### 2.3.1 Generación de las señales

El sistema de generación de señales constituye un elemento central del simulador, ya que define el realismo, la flexibilidad y la utilidad educativa del sistema.

#### 2.3.1.1 Requerimientos y restricciones

Los requerimientos y restricciones del sistema de generación de señales se definen a continuación:

**Versatilidad funcional:** Capacidad del sistema para generar señales ECG, EMG y PPG, abarcando tanto condiciones fisiológicas normales como escenarios patológicos.

**Configurabilidad en tiempo real:** Posibilidad de modificar dinámicamente parámetros clave durante la operación, sin interrumpir el funcionamiento del sistema.

**Reproducibilidad de señales:** Garantía de que las señales generadas mantengan consistencia y comparabilidad entre distintas sesiones y usuarios.

**Compatibilidad con hardware embebido:** Adecuación del método de generación a microcontroladores de bajo costo.

**Eficiencia computacional:** Uso optimizado de recursos de procesamiento y memoria, evitando latencias.

**Capacidad de almacenamiento limitada:** Condicionamiento en la cantidad de datos que pueden almacenarse localmente.

**Consideraciones éticas y legales:** Restricción de no depender de bases de datos clínicas protegidas o con acceso restringido.

### ***2.3.1.2 Alternativas de solución***

A partir de los requerimientos y restricciones definidos, se analizaron tres alternativas principales para la generación de señales fisiológicas sintéticas:

**Tabla de referencia:** Almacena en memoria registros predefinidos de señales fisiológicas, reales o sintéticas. Durante la operación, el sistema reproduce estos registros secuencialmente para simular la señal correspondiente. Cada condición fisiológica debe estar previamente registrada en memoria. Presenta implementación sencilla y alta fidelidad respecto a la señal almacenada; sin embargo, ofrece flexibilidad limitada, ya que solo permite simular escenarios predefinidos y requiere uso intensivo de memoria, reduciendo la cantidad de condiciones posibles.

**Modelos matemáticos dinámicos:** Las señales se generan mediante expresiones matemáticas que describen su comportamiento temporal. Estas incluyen ecuaciones diferenciales, funciones paramétricas o modelos computacionales validados en la literatura científica. La señal se calcula en tiempo real a partir de parámetros que controlan sus características principales, como frecuencia, amplitud y forma de onda, permitiendo generación continua sin depender de registros almacenados, aunque requiere adecuada definición de modelos y parámetros para representar correctamente los fenómenos fisiológicos.

**Redes neuronales generativas:** Emplea modelos de aprendizaje profundo entrenados con grandes conjuntos de señales fisiológicas reales, permitiendo generar nuevas señales sintéticas a partir del conocimiento aprendido. El comportamiento del generador queda determinado por el proceso de entrenamiento y los datos utilizados, por lo que su desempeño está ligado a la calidad y cantidad de información disponible. Su implementación implica una etapa previa de entrenamiento antes de su uso en el sistema final y presenta elevada demanda computacional.

### ***2.3.1.3 Criterios de diseño***

Para la evaluación objetiva de las alternativas se define:

- **Fidelidad fisiológica (FF):** Capacidad del método para reproducir las características morfológicas y espectrales de señales fisiológicas reales.
- **Flexibilidad paramétrica (FP):** Facilidad para ajustar parámetros clave de la señal en tiempo real y simular diferentes condiciones clínicas.
- **Eficiencia computacional (EC):** Uso eficiente de los recursos de procesamiento y memoria, permitiendo operación en tiempo real en hardware embebido.
- **Reproducibilidad científica (RS):** Capacidad de generar señales consistentes y comparables entre distintas sesiones y usuarios.
- **Transparencia y documentación (TD):** Facilidad para comprender, modificar y validar el método, priorizando soluciones abiertas y bien documentadas.

#### 2.3.1.4 Matriz de decisión

La evaluación de las alternativas se realizó mediante la matriz de decisión de la Tabla

**Tabla 2.1**

*Matriz de decisión para los métodos de generación de señales fisiológicas*

Alternativa	FF (25%)	FP (25%)	EC (20%)	RS (15%)	TD (15%)	Total
A	3	1	5	4	3	3.10
B	5	5	5	4	5	4.65
C	4	3	2	2	2	2.95

*Nota.* Tablas de referencia (A), Modelos matemáticos dinámicos (B), Redes neuronales generativas (C).

Los resultados obtenidos muestran que la alternativa basada en modelos matemáticos dinámicos alcanza la mayor puntuación global, destacando de manera consistente en todos los criterios evaluados.

### **2.3.2 Microcontrolador**

El microcontrolador constituye el núcleo del sistema, ya que es responsable de ejecutar los modelos matemáticos para la generación de señales fisiológicas, gestionar la comunicación con la interfaz local y la aplicación web, y coordinar la salida de datos hacia los módulos de visualización y adquisición.

#### **2.3.2.1 Requerimientos y restricciones**

Los requerimientos funcionales y las restricciones técnicas que condicionan la selección del microcontrolador se describen a continuación, considerando el contexto educativo y el uso de hardware embebido de bajo costo:

**Capacidad de procesamiento en tiempo real:** El microcontrolador debe contar con suficiente potencia de cálculo para ejecutar el sistema de generación de señal, gestionar tareas concurrentes y responder de forma fluida a eventos del sistema.

**Disponibilidad de salidas analógicas o digitales compatibles:** Se requiere la posibilidad de generar señales fisiológicas mediante salidas analógicas nativas o convertidores DAC externos.

**Compatibilidad con periféricos:** El dispositivo debe integrarse fácilmente con pantallas táctiles, módulos de comunicación y otros periféricos estándar.

**Capacidad de memoria:** Es necesario disponer de memoria suficiente para el almacenamiento de variables, buffers y ejecución del firmware.

**Consumo energético reducido:** Dado que el sistema tiene como objetivo ser portátil, el microcontrolador debe operar con bajo consumo.

**Facilidad de programación y soporte:** Se prioriza la disponibilidad de entornos de desarrollo accesibles, bibliotecas maduras y documentación técnica respaldada por una comunidad activa.

**Costo y disponibilidad:** El componente debe encontrarse disponible en el mercado local, con un costo compatible con presupuestos educativos y sin riesgo de obsolescencia a corto plazo.

### **2.3.2.2 Alternativas de solución**

Con base en los requerimientos y restricciones definidos, se analizaron tres alternativas representativas para la selección del microcontrolador del sistema.

**Arduino Mega 2560:** Basado en ATmega2560, ampliamente utilizado en entornos educativos. Dispone de múltiples pines de entrada/salida y entradas analógicas, con programación sencilla y extensa documentación. Su arquitectura y frecuencia limitan la ejecución de tareas matemáticas complejas en tiempo real, y carece de salidas analógicas verdaderas, requiriendo modulación PWM o hardware adicional.

**Raspberry Pi 3 Model B+:** Computadora de placa reducida con procesador de alto rendimiento y soporte para sistemas operativos completos. Incorpora conectividad inalámbrica y permite aplicaciones complejas y multitarea avanzada. Presenta mayor consumo energético, ausencia de salidas analógicas nativas y gestión más compleja del tiempo real, requiriendo conversores externos.

**ESP32-WROOM-32:** Microcontrolador de doble núcleo con WiFi y Bluetooth integrados. Dispone de memoria suficiente y salidas DAC nativas para generación directa de señales analógicas. Su arquitectura facilita la separación de tareas críticas en tiempo real. Presenta bajo consumo energético y amplia disponibilidad de herramientas, resultando atractivo para sistemas portátiles.

### **2.3.2.3 Criterios de diseño**

Para evaluar las alternativas consideradas se definieron criterios de diseño:

- **Capacidad de tiempo real (TR)**

Habilidad del dispositivo para ejecutar modelos matemáticos y gestionar múltiples tareas sin comprometer la continuidad de las señales generadas.

- **Capacidades analógicas (CA)**

Disponibilidad de salidas analógicas nativas o facilidades para la conversión digital-analógica sin añadir complejidad al sistema.

- **Flexibilidad paramétrica (FP)**

Facilidad para ajustar parámetros del sistema y adaptar el comportamiento del generador de señales a distintos escenarios educativos.

- **Integración de periféricos (IN)**

Compatibilidad con pantallas, módulos de comunicación y otros componentes, simplificando el diseño del hardware y del firmware.

- **Costo (CO)**

Accesibilidad económica y disponibilidad en el mercado, garantizando la viabilidad del proyecto en contextos educativos.

#### 2.3.2.4 *Matriz de decisión*

La evaluación de alternativas se realizó mediante la matriz de decisión de la Tabla 2.2.

**Tabla 2.2**

*Matriz de decisión para microcontrolador*

Alternativa	TR (30%)	CA (25%)	FP (20%)	IN (15%)	CO (10%)	Total
A	3	1	3	4	4	2.90
B	2	2	4	3	2	2.65
C	5	4	5	5	4	4.60

*Nota.* Arduino Mega 2560 (A), Raspberry Pi (B), ESP32-WROOM-32 (C).

Los resultados obtenidos muestran que el ESP32-WROOM-32 alcanza la mayor puntuación global, reflejando un desempeño equilibrado en capacidad de procesamiento, integración de periféricos y adecuación para sistemas portátiles.

### **2.3.3 Conexión del microcontrolador a la pantalla**

La comunicación entre el microcontrolador seleccionado y la interfaz de visualización es un aspecto clave para garantizar una interacción fluida y una respuesta inmediata del simulador.

#### **2.3.3.1 Requerimientos y restricciones**

**Claridad y estabilidad visual:** La pantalla debe permitir la visualización continua y nítida de las señales fisiológicas sin parpadeos ni distorsiones.

**Resolución y tamaño adecuados:** Debe contar con una resolución y dimensiones suficientes para representar formas de onda y gráficos en tiempo real de manera legible.

**Interacción táctil intuitiva:** Se prioriza la inclusión de funcionalidad táctil para facilitar la navegación por menús y el ajuste de parámetros del simulador.

**Comunicación eficiente con el microcontrolador:** La interfaz debe comunicarse con baja latencia y utilizando pocos pines, evitando una carga excesiva de procesamiento en el microcontrolador.

**Compatibilidad eléctrica y de periféricos:** Los niveles de voltaje y los protocolos de comunicación deben ser compatibles con el sistema sin requerir circuitos o adaptadores adicionales.

**Baja demanda de recursos:** La gestión gráfica no debe interferir con las tareas críticas en tiempo real, como la generación de señales fisiológicas.

**Consumo energético moderado:** El funcionamiento de la pantalla debe ser compatible con la autonomía del sistema alimentado por baterías.

**Integración sencilla:** Se deben evitar soluciones que requieran controladores gráficos complejos o configuraciones de software difíciles de mantener.

**Costo y disponibilidad:** El componente debe tener un costo acorde al contexto educativo y estar disponible en el mercado local con soporte y documentación accesible.

### 2.3.3.2 Alternativas de solución

**Pantallas TFT SPI:** Son una solución ampliamente utilizada en sistemas embebidos. Ofrecen visualización a color y resoluciones adecuadas para aplicaciones gráficas básicas y medias. Su funcionamiento se basa en el control directo por parte del microcontrolador a través del protocolo SPI, lo que implica que la generación y actualización de gráficos se realiza completamente desde el sistema principal. Existen variantes con y sin funcionalidad táctil, dependiendo del modelo seleccionado.

**Pantallas OLED:** Utilizan tecnología de emisión orgánica, lo que les permite ofrecer alto contraste y tiempos de respuesta rápidos. Generalmente se encuentran disponibles en tamaños compactos y resoluciones moderadas, y emplean interfaces de comunicación estándar como I2C o SPI. Estas pantallas son comunes en aplicaciones portátiles y de bajo consumo, especialmente para la visualización de información gráfica sencilla o textual.

**Pantallas HMI Nextion:** Incorporan un microcontrolador dedicado encargado de la gestión gráfica y de la interfaz táctil. El diseño de la interfaz se realiza mediante un entorno gráfico propio, mientras que la comunicación con el microcontrolador principal se establece típicamente a través de una interfaz serial UART. Están disponibles en distintos tamaños y resoluciones, e integran pantalla táctil resistiva o capacitiva según el modelo.

### 2.3.3.3 Criterios de diseño

Para la evaluación de las alternativas se definieron los siguientes criterios de diseño:

**Claridad de lectura (CL):** Capacidad de la pantalla para mostrar señales fisiológicas y elementos gráficos de forma nítida y legible.

**Resolución visual (RV):** Nivel de detalle que puede representarse en la visualización de formas de onda y gráficos en tiempo real.

**Integración técnica (IT):** Facilidad de conexión y comunicación con el microcontrolador, considerando el número de pines, protocolos y complejidad de software.

**Costo (CO):** Accesibilidad económica y adecuación al presupuesto del proyecto educativo.

**Eficiencia energética (EN):** Consumo de energía durante la operación normal del sistema, relevante para aplicaciones portátiles.

#### 2.3.3.4 Matriz de decisión

**Tabla 2.3**

*Matriz de decisión para la pantalla*

Alternativa	CL (25%)	RV (25%)	IT (20%)	CO (20%)	EN (10%)	Total
A	4	4	3	5	3	3.95
B	3	3	4	4	5	3.70
C	5	5	5	4	4	4.70

*Nota.* TFT SPI (A), OLED (B), NEXTION (C).

Con base en la matriz de decisión de la Tabla 2.3, se seleccionó la pantalla Nextion al obtener la mayor puntuación global entre las alternativas evaluadas.

#### 2.3.4 Conexión del microcontrolador a la aplicación

La integración de una aplicación web en el sistema se considera como una extensión funcional orientada a mejorar la interacción, el monitoreo y el control del simulador de señales fisiológicas. Esta interfaz remota permitiría visualizar las señales generadas en tiempo real, modificar parámetros de operación y facilitar el acceso desde distintos dispositivos.

El diseño de esta integración se encuentra condicionado por diversas restricciones, el microcontrolador dispone de recursos limitados de procesamiento y memoria, por lo que la solución debe ser eficiente y no interferir con las tareas principales de generación y control de señales. El ancho de banda disponible y el consumo energético asociado a la comunicación inalámbrica influyen directamente en la viabilidad de la visualización en tiempo real.

Dentro de las alternativas analizadas, se consideró el uso de conectividad WiFi para acceder a una aplicación web servida directamente por el sistema embebido, destacando por su flexibilidad y potencial para soportar múltiples conexiones simultáneas. También se evaluó Bluetooth Low Energy, que ofrece bajo consumo energético, pero presenta ancho de banda limitado, y comunicación USB serial, que proporciona estabilidad, pero restringe la movilidad. La integración mediante aplicación web accesible a través de WiFi se identifica como la opción más conveniente.

## **2.4 Diseño electrónico**

El diseño electrónico del simulador de señales fisiológicas tiene como propósito garantizar la generación, acondicionamiento y entrega de señales analógicas con estabilidad, fidelidad espectral y seguridad, manteniendo portabilidad, eficiencia energética y reproducibilidad del sistema. La electrónica debe permitir que las señales producidas conserven sus características temporales y espectrales relevantes, evitando artefactos introducidos por la discretización o las limitaciones de una implementación embebida. El diseño debe contemplar la gestión de energía, la protección de los elementos activos y la correcta interconexión entre bloques.

Se identificó la necesidad de un acondicionamiento analógico que estabilice la señal de salida, limite componentes espectrales no deseadas y asegure una impedancia adecuada para su conexión con sistemas externos, sin comprometer el consumo energético. La integración de circuitos debe evitar dependencia excesiva de módulos comerciales, mejorando el control del diseño y facilitando la replicación del prototipo. El consumo energético global condiciona directamente la autonomía, la selección del sistema de alimentación y la estabilidad del funcionamiento. El presupuesto restringe la selección, priorizando soluciones de bajo costo y amplia disponibilidad. La necesidad de componentes accesibles localmente condiciona la elección de tecnologías y encapsulados.

Para el acondicionamiento de señal se analiza el filtrado activo permite mayor control, pero incrementa complejidad y consumo. El filtrado digital ofrece flexibilidad, pero no resuelve el escalonamiento del DAC. La combinación de aislamiento y filtrado pasivo reduce complejidad manteniendo atenuación adecuada.

El diseño se orienta hacia una arquitectura que prioriza bajo consumo, simplicidad y estabilidad mediante acondicionamiento con filtrado pasivo, integración en PCB de una cara y alimentación por baterías recargables con regulación por convertidor conmutado. La identificación del consumo energético de los principales elementos, presentada en la Tabla 2.4, permite dimensionar el sistema de alimentación y evaluar la autonomía esperada.

**Tabla 2.4**

*Consumo de los componentes principales del sistema*

Componente	Consumo Típico	Consumo Pico
Nextion NX8048T070 (7")	510 mA	650 mA
ESP32-WROOM-32 (WiFi AP)	240 mA	350 mA
LM358 Buffer	0.7 mA	0.7 mA
CD4051 DEMUX	0.5 mA	0.5 mA
LED RGB (3×10mA)	30 mA	30 mA
XL6009 (pérdidas $\eta \approx 90\%$ )	69 mA equiv.	162 mA equiv.
Total @ 5V	851 mA	1194 mA

## 2.5 Diseño mecánico

El diseño mecánico garantiza la protección física de la electrónica, la portabilidad y el control térmico. La carcasa debe resguardar los circuitos frente a polvo, humedad y esfuerzos mecánicos, permitiendo una interacción segura y manteniendo condiciones térmicas compatibles

con la operación continua, sin sistemas de refrigeración que incrementen el consumo o la complejidad.

Estas necesidades se encuentran condicionadas por restricciones de tamaño, peso, costo y manufactura. Las dimensiones deben favorecer la portabilidad, mientras que el material debe presentar resistencia mecánica, estabilidad térmica y seguridad. El proceso de fabricación debe permitir iteraciones sin penalizaciones significativas en tiempo o costo.

Se analizaron distintas alternativas. El mecanizado de plásticos industriales ofrece resistencia y acabados precisos, pero implica mayores costos y menor flexibilidad. El aluminio proporciona robustez y comportamiento térmico favorable, aunque incrementa peso y complejidad. La impresión 3D permite fabricar geometrías personalizadas de forma rápida y económica, facilitando ajustes sucesivos.

El PETG presenta equilibrio entre resistencia térmica, robustez mecánica y facilidad de manufactura. Mantiene su integridad ante incrementos moderados de temperatura y ofrece mayor estabilidad dimensional que el ABS, resultando apropiado para alojar electrónica con disipación interna moderada y permitiendo incorporar aberturas de ventilación pasiva sin comprometer la rigidez estructural.

Se descartó la ventilación activa debido al aumento de consumo y complejidad. Se adoptó ventilación pasiva mediante aberturas en zonas estratégicas, favoreciendo la convección natural. La identificación de elementos con mayor generación de calor a @5V partiendo del consumo mostrado en la Tabla 2.4, se muestra en la Tabla 2.5 y se utiliza para dimensionar la carcasa y definir zonas críticas de ventilación.

**Tabla 2.5***Potencia disipada de los componentes principales del sistema*

Componente	Potencia (W)	% del total
Nextion NX8048T070 (7")	2.55	59.9 %
ESP32-WROOM-32 (WiFi AP)	1.20	28.2 %
LM358 Buffer	0.0035	0.08 %
CD4051 DEMUX	0.0025	0.06 %
LED RGB (3×10mA)	0.15	3.5 %
XL6009 (pérdidas $\eta \approx 90\%$ )	0.35	8.2 %
Total @ 5V	4.26	100%

## **Capítulo 3**

### 3. Resultados y análisis

Se presenta la integración de las etapas de diseño.

#### 3.1 Resultados de diseño de software

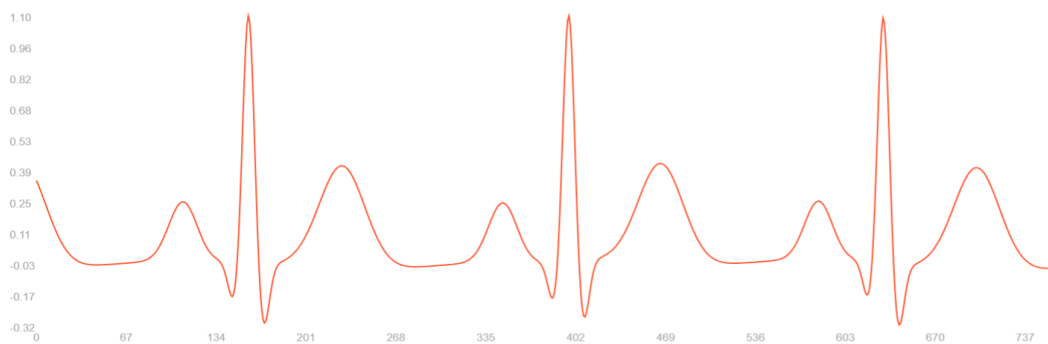
Se presentan los resultados del diseño de software.

##### 3.1.1 Generación de las señales

**ECG:** Se implementó el modelo dinámico ECGSYN que integra ecuaciones diferenciales a 2 kHz y entrega muestras a 500 Hz. La señal se escala a mV mediante calibración del pico R a 1.0 mV, basado en la derivación II. Las métricas clínicas HR, RR, PR, QRS, QT/QTc y amplitudes PQRST se miden por ventanas angulares del ciclo cardíaco. Los rangos objetivo se tomaron de la tabla de rangos clínicos en Apéndice A: Tablas 1–4. Se presentan los resultados obtenidos y sus validaciones.

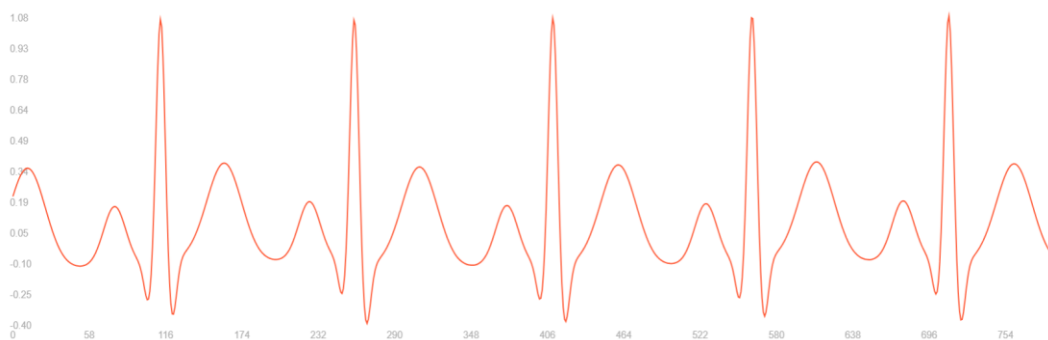
**Figura 3.1**

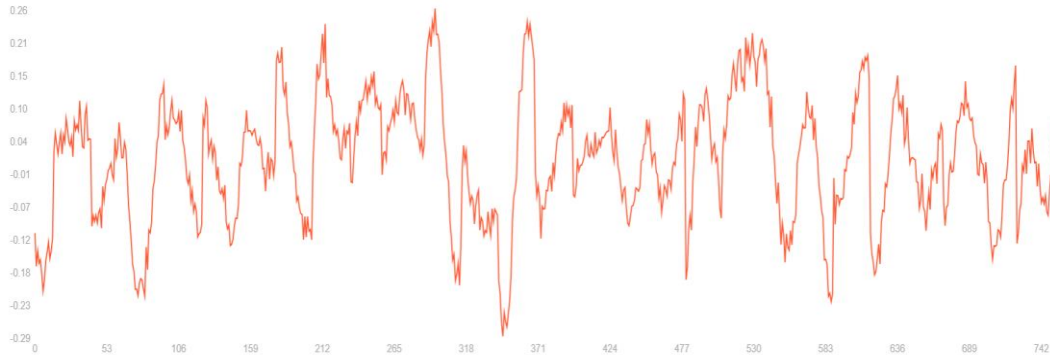
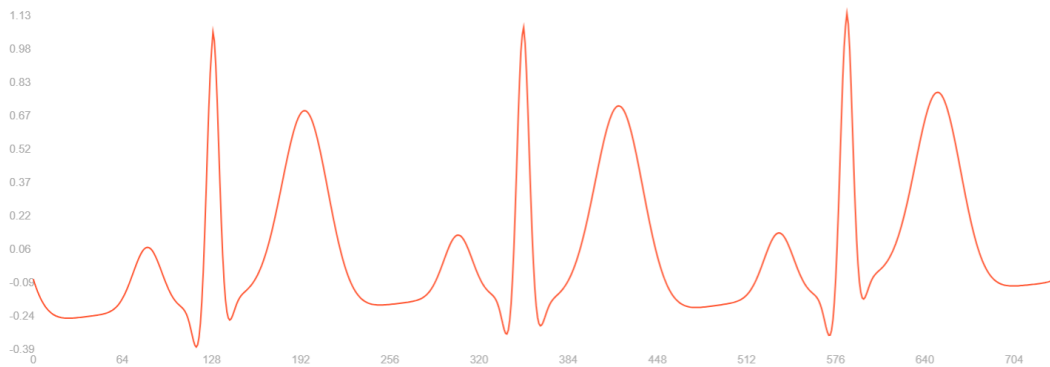
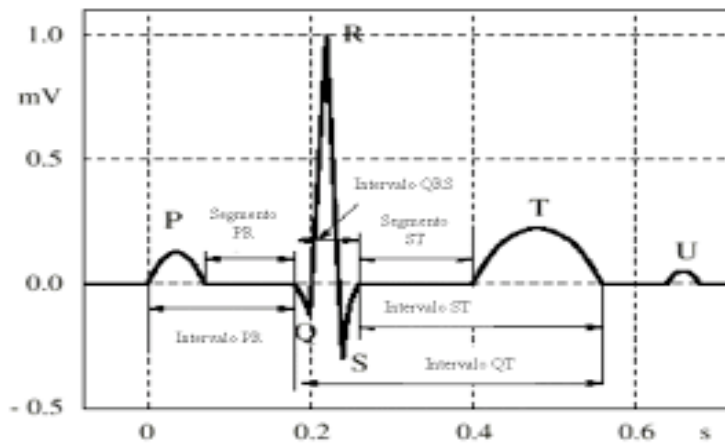
*Señal ECG sintética normal*



**Figura 3.2**

*Señal ECG sintética que presenta taquicardia*



**Figura 3.3***Señal ECG sintética que presenta fibrilación Ventricular***Figura 3.4***Señal ECG sintética con elevación del segmento ST***Figura 3.5***Señal ECG ideal de un latido cardíaco en derivación II*

Al comparar la señal normal generada en la Figura 3.1 con la morfología ideal de referencia en la Figura 3.5, se observa similitud en la forma característica del ECG con complejos PQRST

reconocibles. La diferencia principal es la ausencia de la onda U, no incluida en el modelo ECGSYN. La morfología reproduce las características fisiológicas esperadas.

La taquicardia mostrada en la Figura 3.2 presenta mayor frecuencia cardíaca: la señal normal exhibe aproximadamente 3 latidos en  $\sim 700$  muestras, mientras la taquicardia muestra 5 latidos. La morfología PQRST se mantiene, pero el intervalo RR se reduce significativamente. La fibrilación ventricular en la Figura 3.3 presenta patrón caótico sin complejos reconocibles. La elevación ST en la Figura 3.4 muestra elevación del segmento ST respecto al nivel isoelectrico, característica distintiva del STEMI.

La Tabla 3.1 presenta las métricas medidas para la condición normal, donde se registran valores dentro de los rangos fisiológicos esperados registrados anteriormente en el Apéndice A para ECG, se obtiene HR de 75–77 bpm, RR de 762–788 ms, PR de 120–123 ms, QRS de 79–82 ms y QTc de 419–423 ms. Las demás condiciones patológicas fueron analizadas mediante la misma metodología, en el caso particular de la fibrilación ventricular, no se presentan métricas debido a la ausencia de complejos reconocibles, lo que impide la medición de intervalos y amplitudes convencionales.

**Tabla 3.1**

*Métricas de señal ECG sintética normal*

Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0.24	0.25	
	q	-0.19	-0.17	
	r	1.09	1.10	
	s	-0.31	-0.28	
	t	0.41	0.43	
	st	0	0	
	ecg	-0.3161	1.1017	

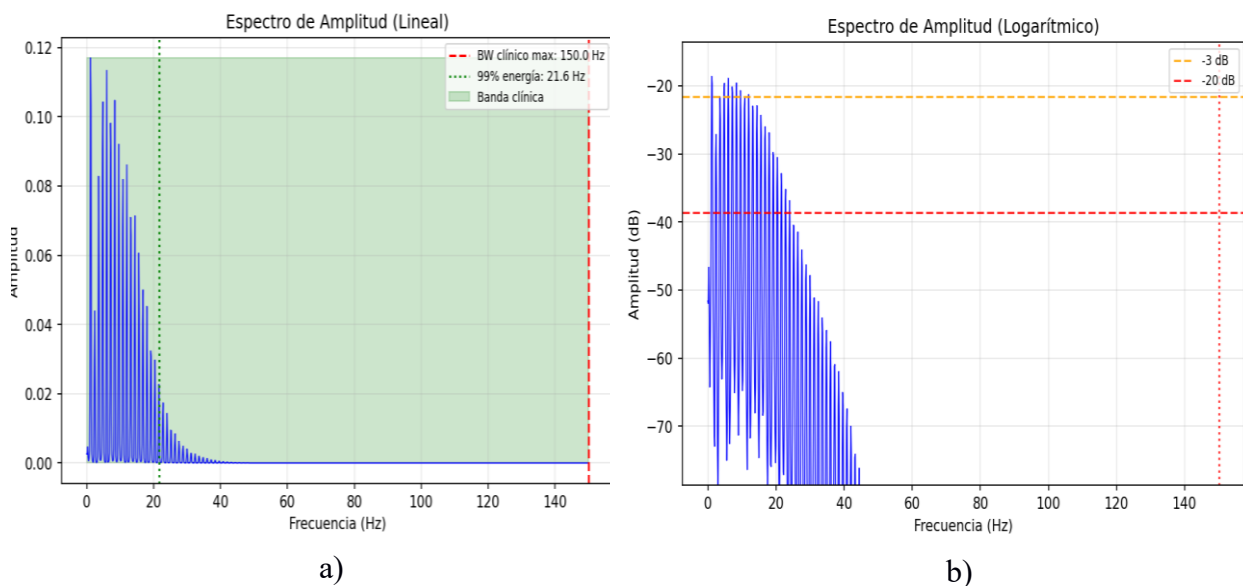
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	782	798	
	pr	120	123	
	qrs	79	82	
	qtc	419	423	
Frecuencia cardíaca	hr	75	77	bpm

*Nota.* hr: frecuencia cardíaca; ecg: amplitud señal ecg

La Figura 3.6 confirma que la señal ECG sintética presenta contenido espectral dominante en bajas frecuencias, con un pico alrededor de 1.1 Hz y el 99% de la energía concentrada por debajo de 24 Hz, dentro de la banda clínica esperada para ECG de 0.05–150 Hz.

### Figura 3.6

*Análisis espectral de una muestra de señal ECG sintética normal*



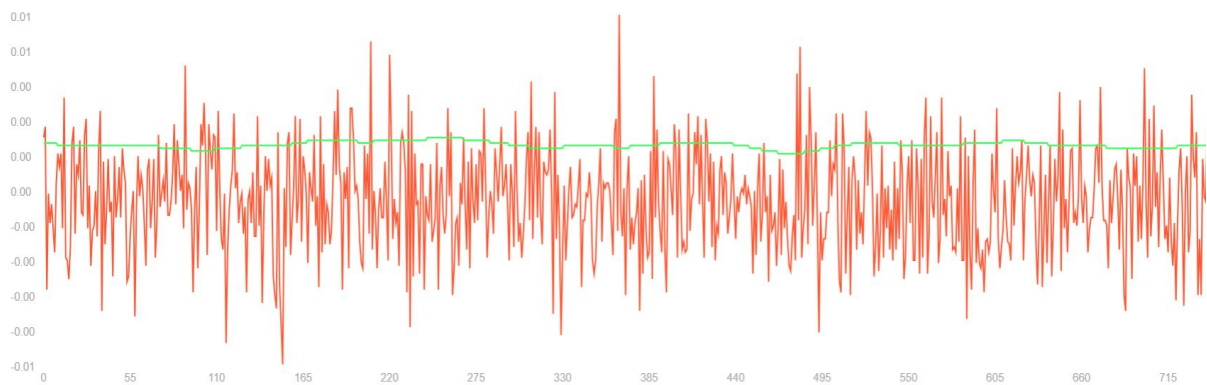
*Nota:* a) Espectro lineal de la amplitud, b) Espectro logarítmico de la amplitud

**EMG:** Modelo de 100 unidades motoras con reclutamiento y rate-coding. La señal cruda se procesa con filtro pasa-banda de 20–450 Hz, rectificación y cálculo de RMS para obtener la envolvente.

El rango  $\pm 5$  mV para la señal cruda y el techo 2 mV para la envolvente están justificados en el Apéndice A (Tablas 5–7) y literatura sEMG. Se presentan los resultados obtenidos y sus validaciones.

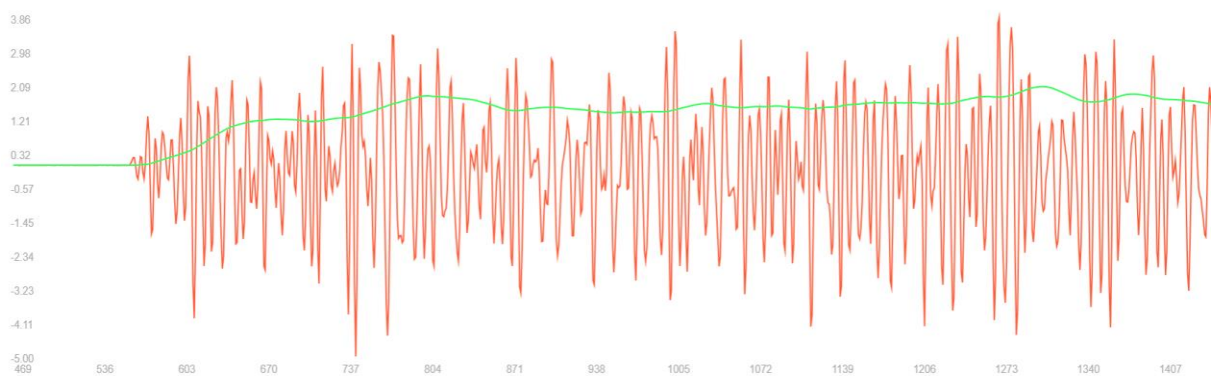
### Figura 3.7

*Señal EMG sintética en reposo.*



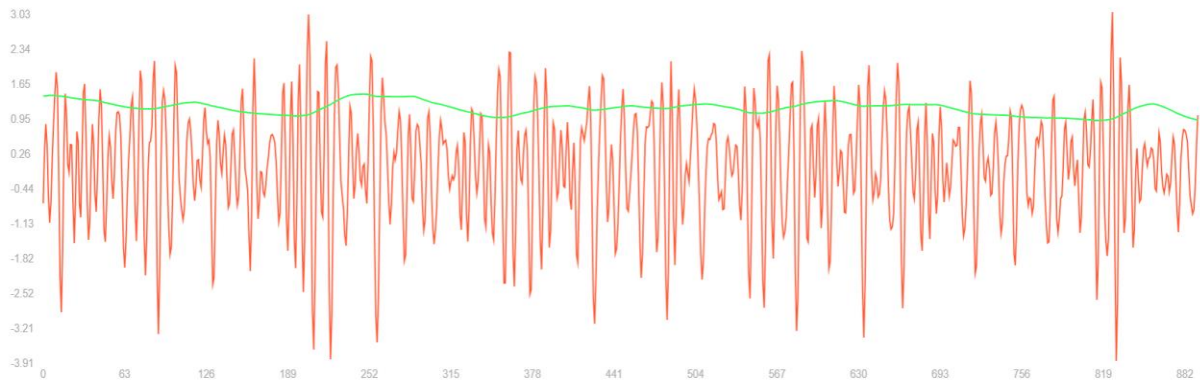
### Figura 3.8

*Señal EMG sintética en contracción máxima*



### Figura 3.9

*Señal EMG sintética mostrando fatiga muscular*



a)



b)

*Nota:* a) Inicio de la contracción, b) Fin de la contracción

La señal EMG cruda es estocástica, resultado de la superposición de potenciales de acción de múltiples unidades motoras. En la Figura 3.7 se observa amplitud basal mínima en reposo. Al comparar con la Figura 3.8, la amplitud incrementa significativamente durante contracción máxima por reclutamiento masivo de unidades motoras. En la Figura 3.9 se aprecia el comportamiento de fatiga muscular, donde la amplitud inicia alta y decae progresivamente.

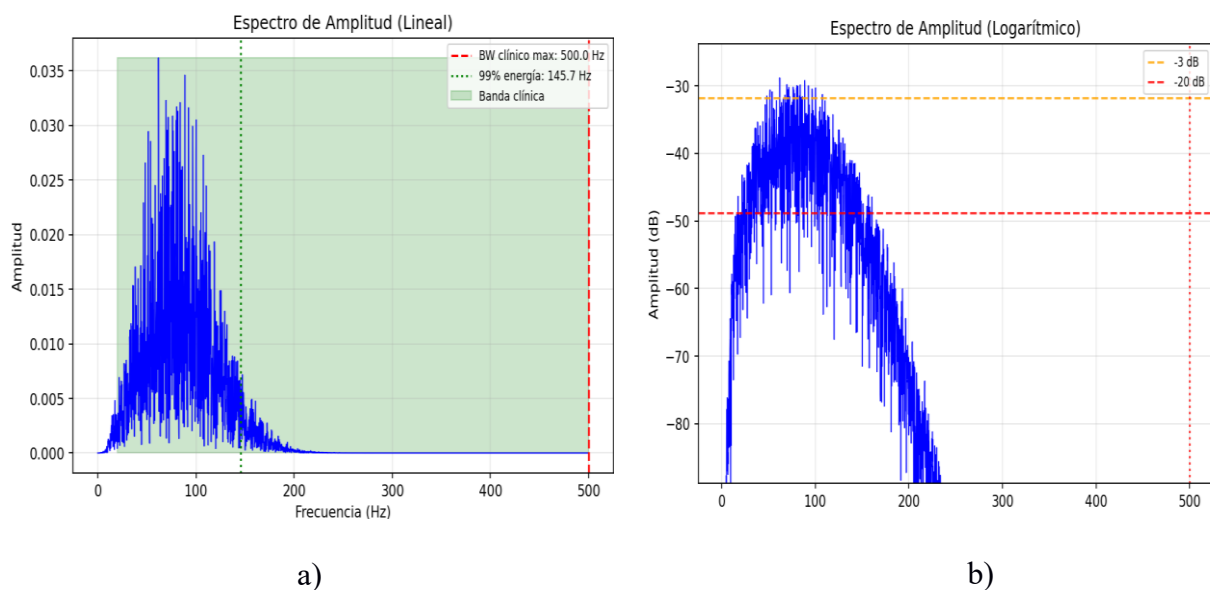
En La Tabla 3.2 se presentan las métricas medidas para la condición de contracción máxima, donde la señal alcanza amplitudes entre  $-5$  y  $3.6451$  mV y una frecuencia de disparo promedio de  $0-37.14$  Hz, valores que se encuentran dentro de los rangos fisiológicos registrados que se esperan en el Apéndice A para EMG.

**Tabla 3.2***Métricas de una secuencia de contracción máxima*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-5	3.8645	mV
env	0.0002	2.0573	mV
rms	0.0018	2.0555	mV
mus	0	100	%
mvc	1	88	%
fr	0	37.14	Hz

*Nota.* raw: señal cruda; env: envolvente suavizada; rms: valor cuadrático medio; mus: nivel de activación muscular; mvc: porcentaje relativo a la contracción voluntaria máxima; fr: frecuencia media de disparo de unidades activas.

La Figura 3.10 confirma que el modelo genera contenido espectral entre 20–500 Hz, con el 99% de energía concentrada hasta 145.7 Hz, dentro de la banda clínica esperada para sEMG.

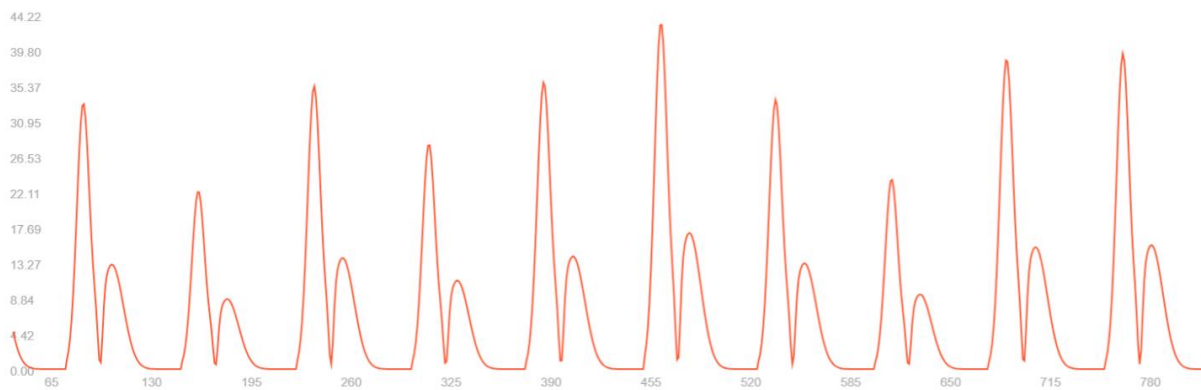
**Figura 3.10***Análisis espectral de una muestra de señal EMG sintética de contracción máxima*

*Nota:* a) Espectro lineal de la amplitud, b) Espectro logarítmico de la amplitud

**PPG:** Se implementó el modelo de pulso con pico sistólico, muesca dicrótica y onda diastólica normalizadas, donde la amplitud AC es gobernada por PI dinámico. La sístole se mantiene casi constante de  $\sim 300$  ms y la diástole se ajusta con HR. La señal se escala en mV mediante la relación  $PI = (AC/DC) \times 100\%$  con  $DC = 1500$  mV, representando la absorción óptica medida por sensor. Los rangos clínicos están documentados en el Apéndice A (Tablas 8–10). Se presentan los resultados obtenidos y sus validaciones.

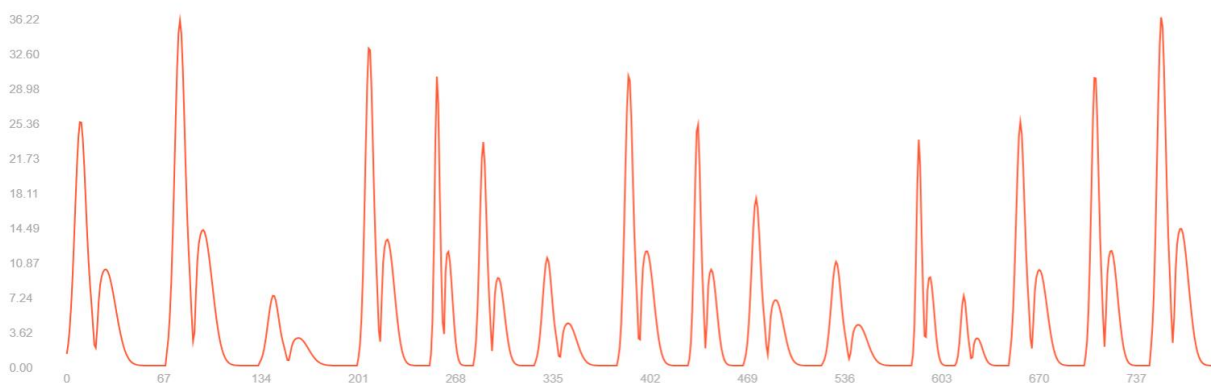
**Figura 3.11**

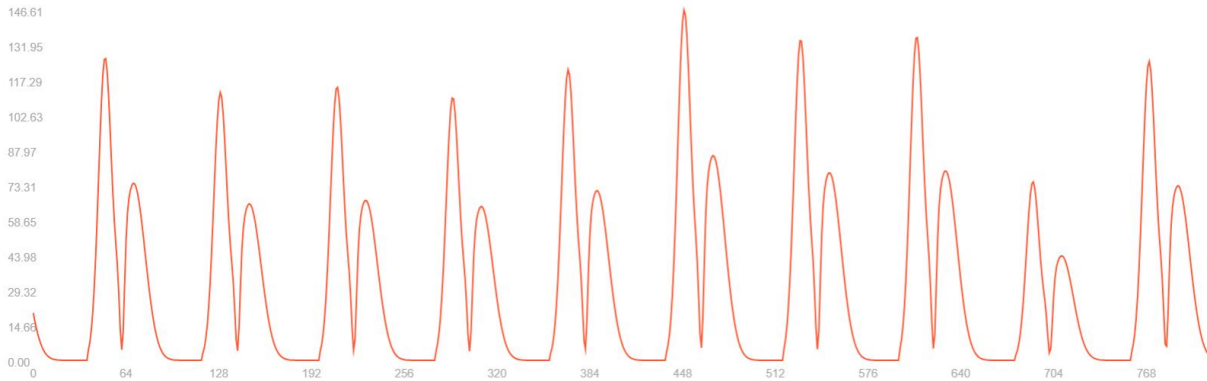
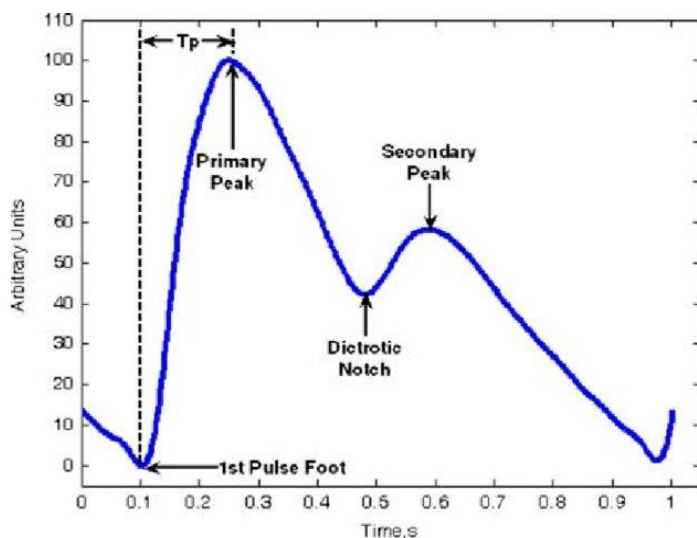
*Señal PPG sintética normal*



**Figura 3.12**

*Señal PPG sintética que presenta arritmia*



**Figura 3.13***Señal PPG sintética que presenta perfusión fuerte***Figura 3.14***Señal PPG normal con pulsos definidos*

Al comparar la Figura 3.11 con la Figura 3.14 de referencia, se observa concordancia morfológica: upstroke rápido, pico sistólico claro, muesca dicrótica sutil y onda diastólica característica. La arritmia en la Figura 3.12 presenta variabilidad marcada en la amplitud de los pulsos e intervalos RR irregulares, con pulsos que aparecen más juntos o separados sin patrón constante. La perfusión fuerte de la Figura 3.13 muestra pulsos con amplitud significativamente mayor que en condición normal, muesca dicrótica más pronunciada y onda diastólica más prominente, reflejando mejor flujo sanguíneo periférico y mayor reflexión vascular.

La Tabla 3.3 presenta las métricas medidas. En condición normal, se observa un AC de 0–44.217 mV, una frecuencia cardíaca de 78 BPM y un intervalo RR de 740–770 ms, valores que corresponden a una morfología pulsátil estable y dentro de rangos fisiológicos en el Anexo A.

**Tabla 3.3**

*Métricas medidas de una señal PPG sintética normal*

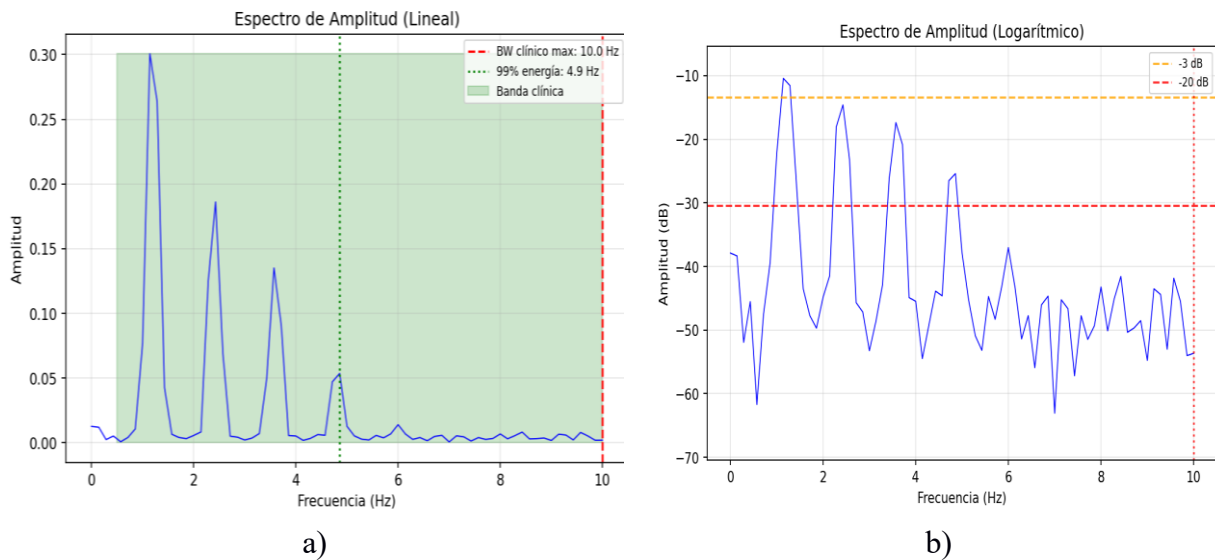
Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
ac	0	44.217	mV
hr	78	81	BPM
pi	0	4.43	%
rr	740	770	ms
sys	111	290	ms
dia	463	655	ms

*Nota.* ac: amplitud pulsátil; hr: frecuencia cardíaca; pi: índice de perfusión; rr: intervalo entre pulsos; sys: duración sistólica; dia: duración diastólica.

La Figura 3.15 confirma que el modelo genera contenido espectral dominante en bajas frecuencias de ~1.1 Hz correspondiente a HR, con el 99% de energía concentrada hasta 4.9 Hz, dentro de la banda clínica esperada de 0.5–10 Hz para señales PPG.

**Figura 3.15**

*Análisis espectral de una muestra de señal PPG sintética normal*



*Nota:* a) Espectro lineal de la amplitud, b) Espectro logarítmico de la amplitud

Las señales que se presentan visualmente en esta sección corresponden a un conjunto representativo de las condiciones generadas. Las métricas completas de estas señales, junto con las señales y métricas de las demás patologías que no se muestran aquí, se encuentran reunidas en el Apéndice B. La implementación de los modelos utilizados para la generación de las señales se detalla en el Apéndice C. Las métricas correspondientes a las condiciones restantes se encuentran reunidas en el Apéndice B, donde se detallan los rangos obtenidos para cada una. Asimismo, las señales de las condiciones que no se abordan visualmente en esta sección también se incluyen en dicho apéndice. Finalmente, la implementación completa de los modelos utilizados para la generación de señales se presenta en el Apéndice C.

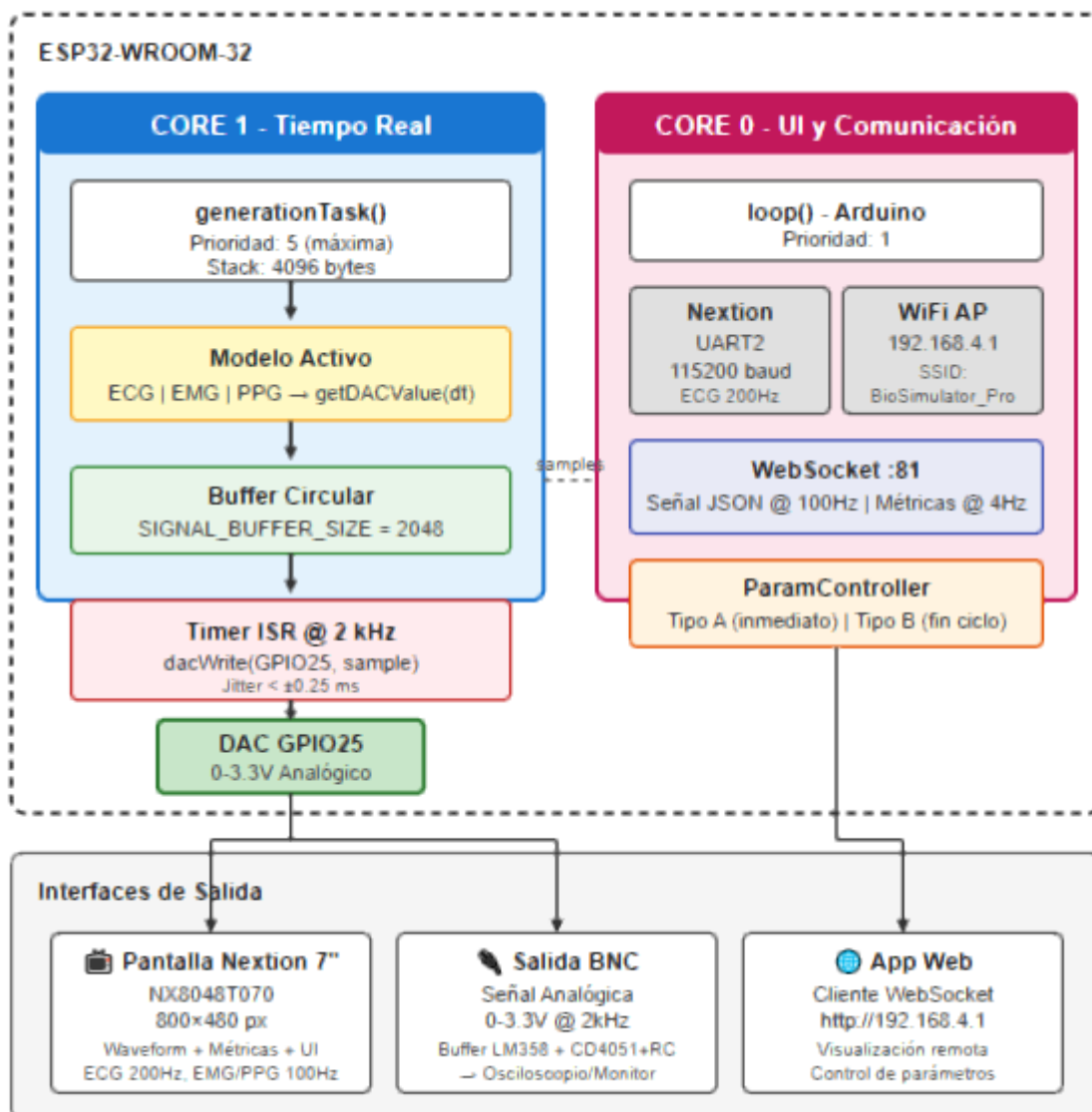
### **3.1.2 Microcontrolador**

La Figura 3.16 muestra cómo se implementó el sistema sobre el ESP32-WROOM-32 con arquitectura dual-core a 240 MHz. El Core 0 gestiona interfaz de usuario y comunicaciones, mientras el Core 1 ejecuta exclusivamente la generación de señales mediante interrupciones de hardware, eliminando interferencias temporales.

La generación utiliza tres timers de hardware independientes: Timer 0 para ECG a 500 Hz, Timer 1 para EMG a 1000 Hz, y Timer 2 para PPG a 100 Hz. Cada ISR ejecuta el modelo matemático y actualiza la salida DAC de 8 bits en GPIO25. El uso de timers con prescaler de 80 garantiza precisión temporal independiente de la carga del procesador. El uso de RAM alcanza 53 KB y Flash 917 KB, valores obtenidos del reporte de compilación de PlatformIO que confirman la viabilidad del diseño con margen suficiente para expansión futura.

**Figura 3.16**

*Arquitectura diseñada para el microcontrolador*

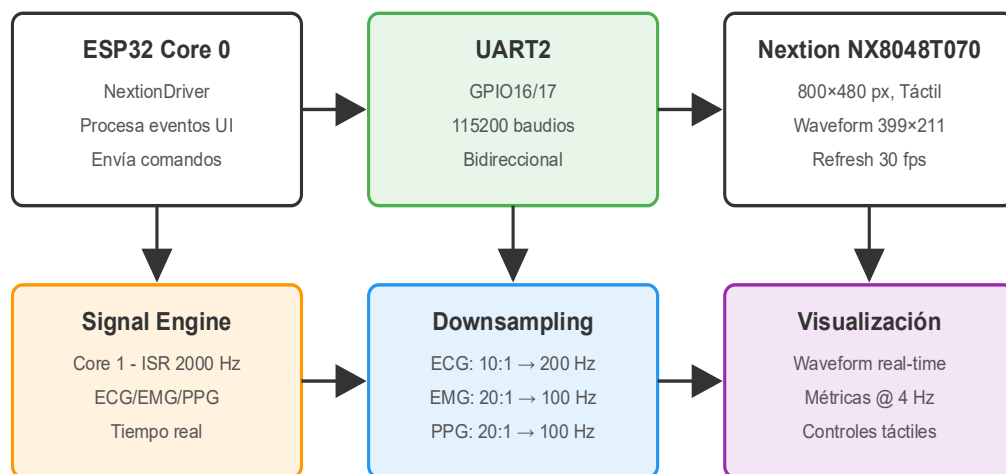


### 3.1.3 Conexión del microcontrolador con la pantalla

La interfaz se implementó mediante comunicación UART2 a 115200 baudios entre el ESP32 y la pantalla Nextion NX8048T070. +La Figura 3.17 ilustra la arquitectura donde NextionDriver procesa eventos táctiles y envía comandos de actualización. El downsampling aplicado en ECG 10:1  $\rightarrow$  200 Hz, EMG/PPG 20:1  $\rightarrow$  100 Hz, evita saturar el buffer UART mientras mantiene sincronización con el refresh del display a 30 fps.

**Figura 3.17**

*Arquitectura diseñada para Nextion*



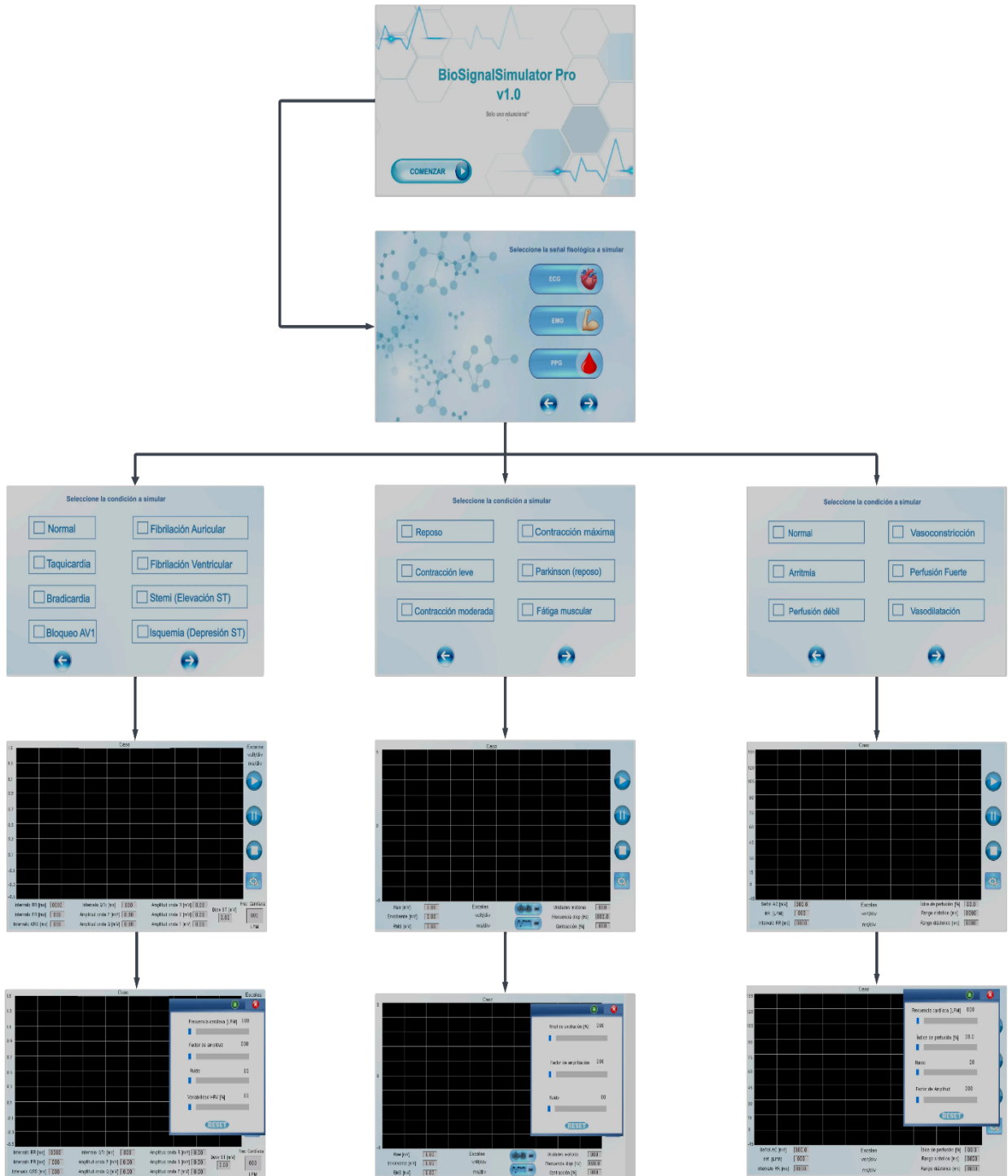
#### Páginas Implementadas (8 páginas)



El diseño implementa 8 páginas jerárquicas (Figura 3.18): portada, menú de selección, páginas de condiciones patológicas, 8 ECG, 6 EMG y 6 PPG, y páginas de visualización waveform. Cada página waveform incluye componente gráfico de 700×380 px con 1-2 canales, controles táctiles, métricas a 4 Hz, y popup de ajuste de parámetros.

**Figura 3.18**

*Flujo de navegación en la interfaz de usuario*

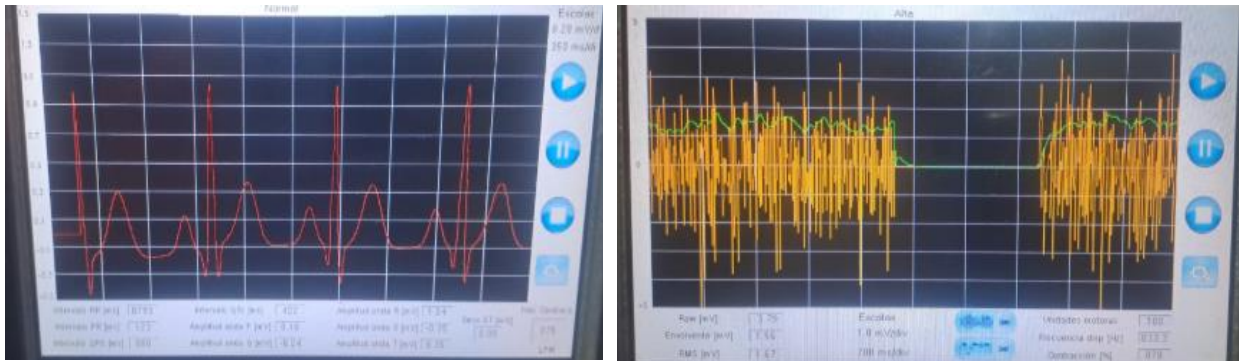


Las métricas de rendimiento Nextion se muestran en la Tabla 3.4.

**Tabla 3.4***Métricas de rendimiento Nextion*

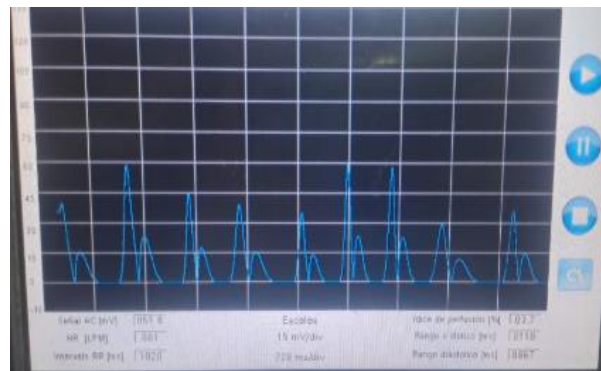
Parámetro	Valor alcanzado	Especificación
Tasa actualización waveform	30 fps	Límite hardware LCD
Frecuencia envío ECG	200 Hz	Downsampling 10:1
Frecuencia envío EMG/PPG	100 Hz	Downsampling 20:1
Latencia comandos	< 20 ms	Respuesta táctil
Integridad comunicación	> 99%	Sin pérdida paquetes

La validación confirma correcta visualización de señales biomédicas. La Figura 3.19 a) muestra ECG Normal con morfología PQRST definida, RR de 793 ms, QT de 422 ms, y HR de 75 BPM. La Figura 3.19 b) presenta EMG en Contracción Máxima con señal RAW y envolvente simultáneas, amplitud alta, frecuencia de disparo de 33.3 Hz, confirmando máxima activación. La Figura 3.19 c) muestra PPG Normal con onda pulsátil, AC de 55.8 mV, HR de 61 BPM, y PI de 3.7%, confirmando perfusión adecuada.

**Figura 3.19***Señales fisiológicas en pantalla Nextion*

a)

b)



c)

*Nota.* a) Señal de latido normal, Señal de contracción máxima, c) Señal de pulso normal

### 3.1.4 Conexión del microcontrolador con la app

La aplicación web implementa una arquitectura cliente-servidor donde el ESP32 actúa como Access Point WiFi. La Figura 3.20 muestra el diseño de la arquitectura implementada, estructurada en tres capas principales: red WiFi, comunicación WebSocket y procesamiento de señales. El ESP32 se configura como Access Point (SSID: BioSignalSimulator\_Pro, IP: 192.168.4.1) con capacidad para 4 clientes simultáneos y seguridad WPA2.

El servidor web ESPAsyncWebServer opera en puerto 80, sirviendo archivos desde SPIFFS con buffer de 128 KB, permitiendo operación autónoma sin dependencia de Internet.

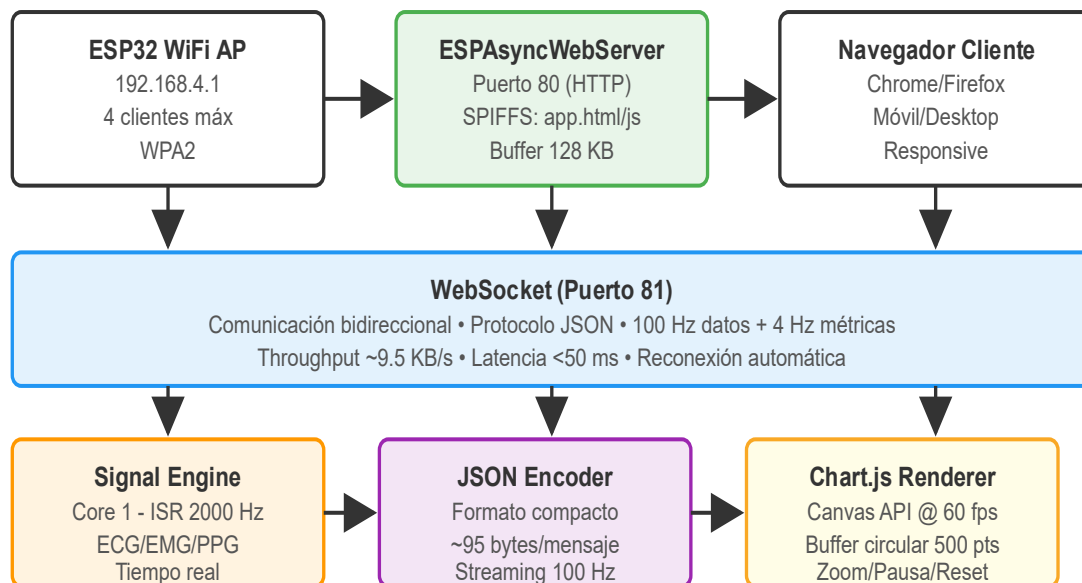
La comunicación en tiempo real utiliza WebSocket en puerto 81 con protocolo JSON, transmitiendo datos de señal a 100 Hz y métricas a 4 Hz con formato compacto de ~95 bytes.

En el servidor, el Signal Engine genera señales mediante ISR a 2000 Hz en Core 1, ejecutando los modelos ECG, EMG y PPG.

En el cliente, Chart.js renderiza las formas de onda usando Canvas API a 60 fps con buffer circular de 500 puntos y controles de zoom/pausa/reset.

**Figura 3.20**

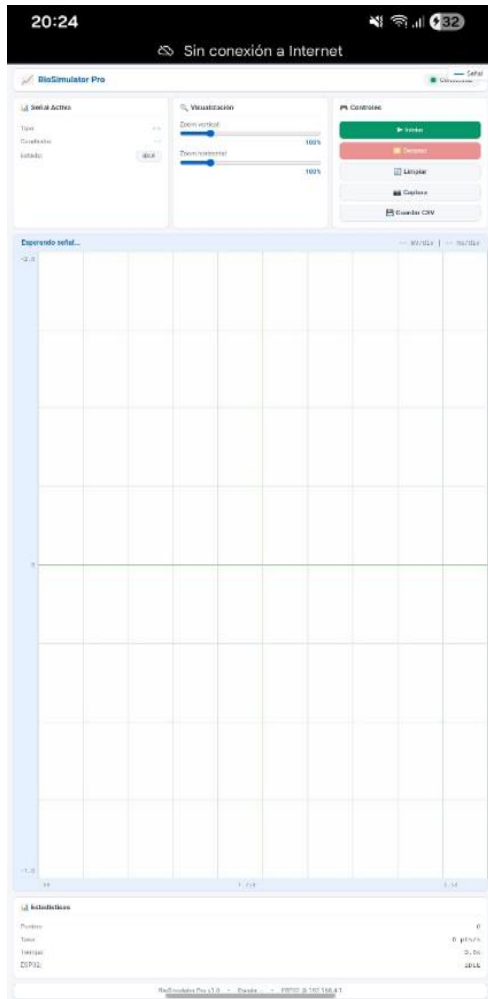
*Arquitectura diseñada para la app web*



La validación mediante visualización en tiempo real desde dispositivo móvil confirma correcta operación del sistema. La Figura 3.21 muestra la pantalla de inicialización con grid adaptativo y cuatro paneles: selección de señal, visualización con grid, controles de sistema y métricas en tiempo real. El grid se adapta según el tipo de señal: ECG a 0.25 mV/div, EMG a 1.25 mV/div y PPG a 15 mV/div.

**Figura 3.21**

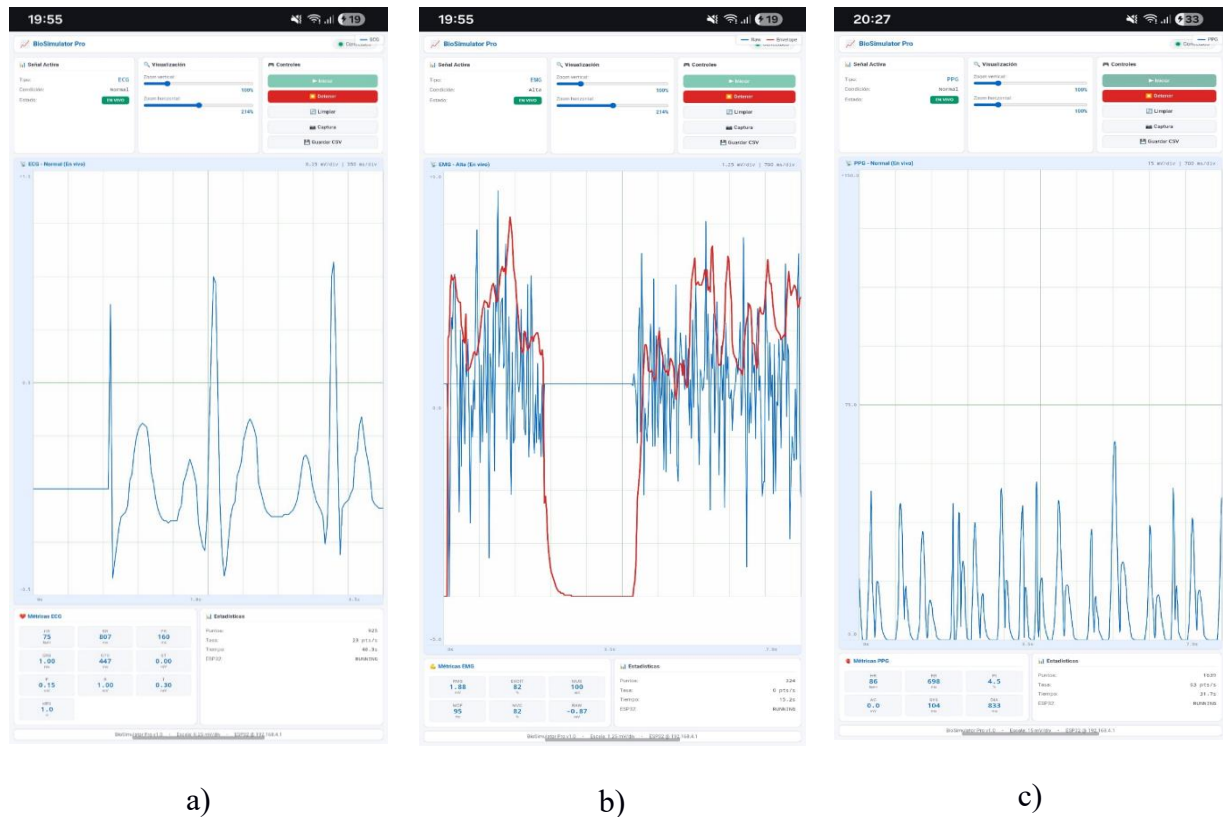
*Pantalla de inicialización de la app web*



La Figura 3.22 a) muestra ECG Normal con morfología PQRSST definida y métricas (HR: 75 BPM, RR: 807 ms) confirmando condición normal. La Figura 3.22 b) presenta EMG Alta con canales RAW (azul) y ENV (rojo), con métricas indicando contracción máxima (MVC: 100%, Firing Rate: 82 Hz). La Figura 3.22 c) muestra PPG Normal con morfología característica del pulso arterial y métricas HR: 86 BPM, PI: 4.5%, Sys: 104 mV.

Figura 3.22

Validación de las señales fisiológicas en la app web



Nota: a) Señal ECG normal, b) Señal de contracción máxima, c) Señal de pulso normal

Las métricas de rendimiento se midieron mediante el monitor de estadísticas integrado en la interfaz web, que reporta throughput en KB/s, tasa de muestreo efectiva en pts/s y tiempo de operación continua. La Tabla 3.5 resume los resultados obtenidos.

Tabla 3.5

Resumen de métricas de la app web

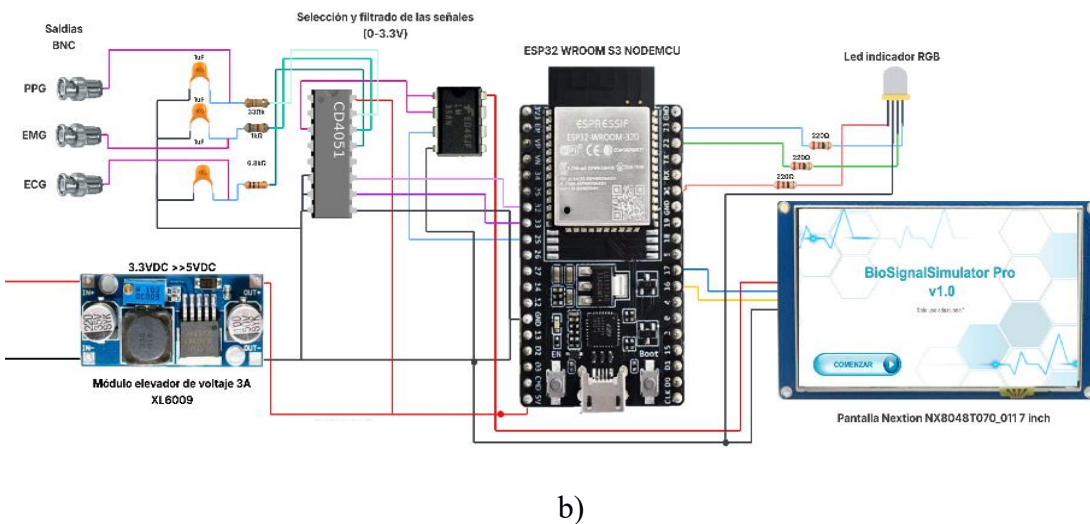
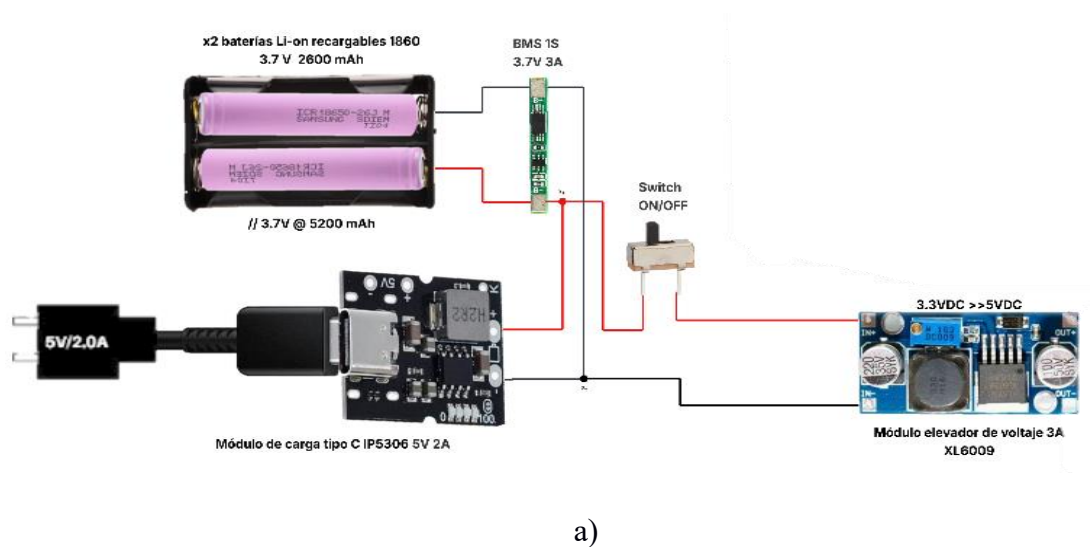
Parámetro	ECG	EMG	PPG
Throughput	6.0 KB/s	5.0 KB/s	5.0 KB/s
Tasa muestreo display	23 pts/s	0 pts/s*	65 pts/s
Latencia	<50 ms	<50 ms	<50 ms
Tiempo continuo	48.3 s	19.2 s	31.7 s

#### 4. Resultados de diseño electrónico

El diseño electrónico se estructuró en cinco bloques funcionales principales que garantizan la generación, filtrado y visualización de señales fisiológicas. La Figura 3.23 presenta el esquemático completo del sistema implementado.

**Figura 4.1**

*Esquema del circuito electrónico*



*Nota.* a) Bloque de alimentación, b) Bloque de generación y control

El bloque de alimentación utiliza dos baterías Li-Ion 18650 de 3.7V en paralelo, con módulo de carga IP5306 de 2A para recarga USB. Un elevador DC-DC XL6009 convierte 3.7V a 5V para Nextion, mientras que el regulador del ESP32 proporciona 3.3V para lógica digital.

Del lado de generación y control, el microcontrolador ESP32-WROOM-32 ejecuta los modelos matemáticos mediante interrupciones por timer a 2000 Hz. La salida analógica utiliza un DAC (GPIO25) de 8 bits conectado a un demultiplexor que separa los canales hacia tres filtros pasabajos RC independientes para atenuar ruido de cuantización. La comunicación con Nextion se establece por UART2. Un LED RGB indica estado del dispositivo.

Los filtros pasabajos RC se dimensionaron según el contenido espectral de cada señal biológica para atenuar el ruido de cuantización del DAC (2 kHz) sin afectar las componentes fisiológicas relevantes. a frecuencia de corte se calculó mediante la fórmula  $f_c = 1/(2\pi RC)$ , seleccionando valores de resistencia específicos para cada canal mientras se mantiene un capacitor común de 1  $\mu$ F. La Tabla 3.6 muestra los resultados.

**Tabla 4.1**

*Filtros RC diseñados*

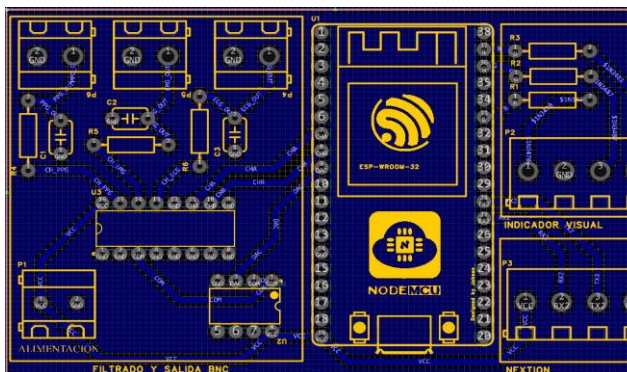
Señal	Fs modelo	F 99%	Fc diseño	R calculada	R comercial (E12)	Atenuación @2 kHz
ECG	300 Hz	21.6 Hz	23.4 Hz	6803 $\Omega$	6.8 k $\Omega$	-44 dB ( $\approx 158\times$ )
EMG	1000 Hz	146.3 Hz	159 Hz	1000 $\Omega$	1.0 k $\Omega$	-28 dB ( $\approx 25\times$ )
PPG	100 Hz	4.9 Hz	4.82 Hz	33005 $\Omega$	33 k $\Omega$	-52 dB ( $\approx 415\times$ )

El pack de baterías se diseñó en configuración 1S2P, dos celdas Samsung ICR18650-26J de 2600 mAh en paralelo, proporcionando capacidad total de 5200 mAh. Partiendo del consumo típico de 851 mA @ 5V presentado en la Tabla 2.4 y considerando la eficiencia del elevador XL6009 ( $\eta \approx 90\%$ ) con factor de seguridad 1.2 $\times$ , la capacidad mínima requerida para 3 horas de autonomía es 3404 mAh. La configuración 1S2P supera este requisito en un 53%, garantizando autonomía teórica de 5.0 horas en operación continua. El módulo cargador IP5306 opera con tasa de carga de 0.38C por celda (5.3 $\times$  bajo el límite Samsung de 2C), mientras que la tasa de descarga de 0.25C por celda (8 $\times$  bajo el límite continuo) asegura operación en zona térmica segura. Las

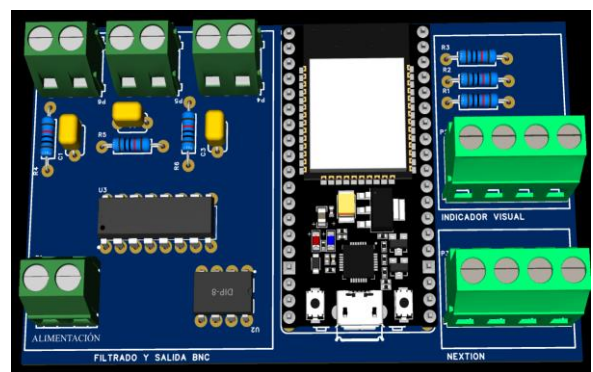
celdas se conectaron en paralelo con protección mediante BMS integrado en el IP5306 que corta carga a 4.2V y descarga a 2.5V. Para albergar el circuito de generación y control se fabricó una PCB de una capa (92.5 × 55 mm) mediante fresado CNC, organizando componentes en tres zonas: alimentación, filtrado/salida BNC, y Nextion. La Figura 3.24 muestra el resultado del diseño y fabricación con distribución de componentes y ruteo de pistas. El ESP32 se ubicó en el centro para equilibrar longitudes de pistas, los tres conectores BNC en el borde izquierdo con borneras, y el conector de 4 pines para Nextion en el borde derecho. Las pistas tienen ancho uniforme de 1 mm, implementando plano de tierra en capa inferior. Todos los componentes son through-hole con separación mínima de 2 mm y espacio en esquinas para montaje con tornillos M3.

**Figura 4.2**

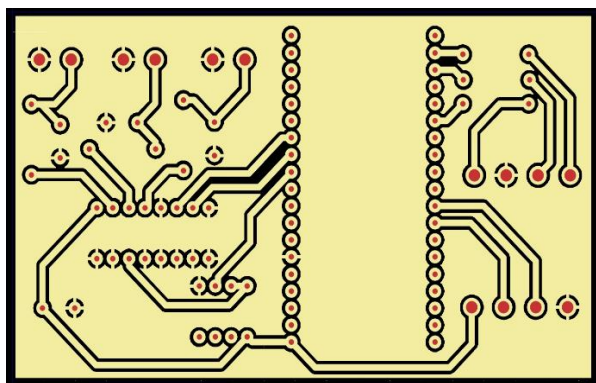
*Diseño y fabricación de placa PCB*



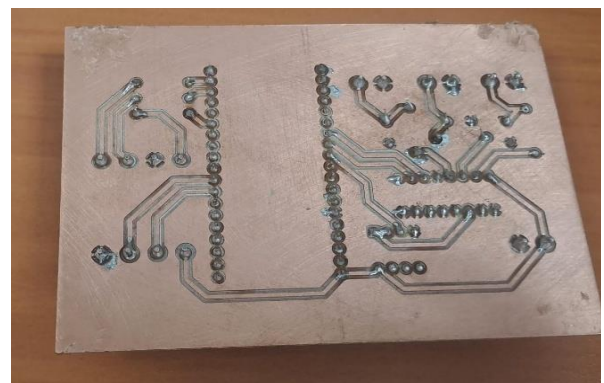
a)



b)



c)



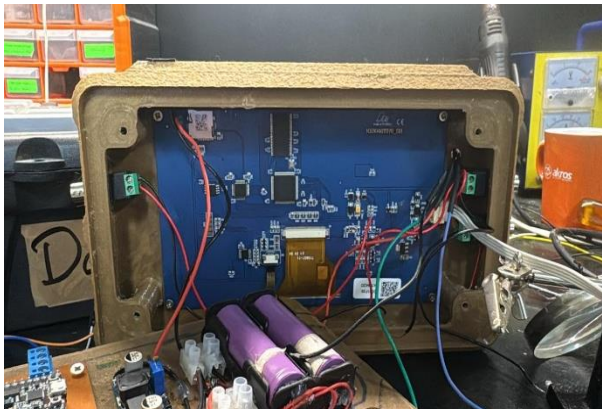
d)

*Nota.* a) Diseño en EasyEDA, b) Vista 3D con componentes, c) Pistas para fabricación, d) Placa fabricada y soldada

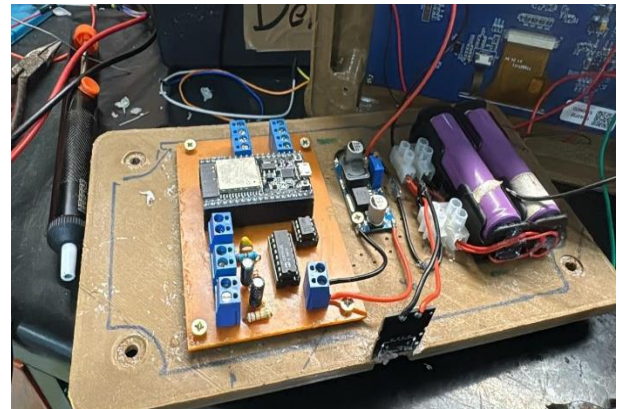
El ensamblaje del sistema se realizó conectando los componentes mediante borneras, soldadura y tornillos. La Figura 3.25 muestra el interior del dispositivo ensamblado con PCB principal, módulo de carga IP5306, baterías Li-Ion 18650, y cableado hacia Nextion. Las borneras aseguran conexiones robustas para los conectores BNC, el LED RGB y el cable UART de Nextion. La prueba de encendido validó la secuencia de inicialización del sistema. El sistema arrancó correctamente, con LED RGB señalizando el estado de inicialización. La pantalla táctil respondió adecuadamente, validando la comunicación UART entre ESP32 y Nextion.

### Figura 4.3

*Circuito ensamblado en el dispositivo*



a)



b)

*Nota.* a) Vista de la carcasa, b) Vista de la tapa

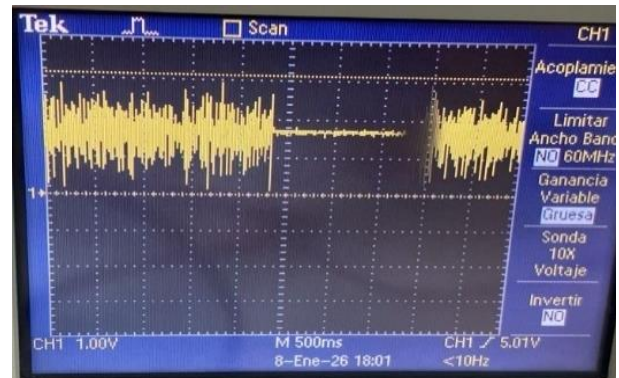
Las salidas DAC filtradas se validaron mediante osciloscopio, verificando morfología correcta de las señales ECG, EMG y PPG en los terminales BNC, con atenuación efectiva del ruido de cuantización y preservación de las componentes fisiológicas relevantes. La Figura 3.26 muestra los resultados del filtrado.

**Figura 4.4**

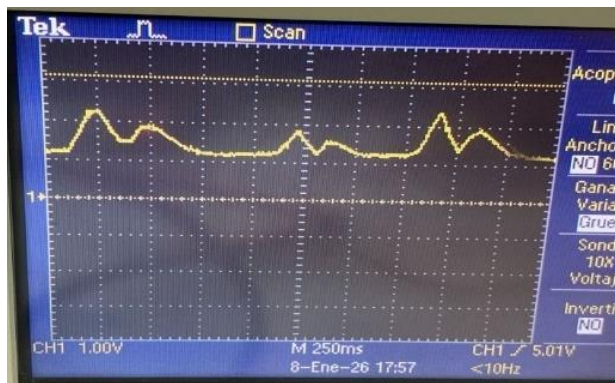
*Señales fisiológicas filtradas vistas en un osciloscopio*



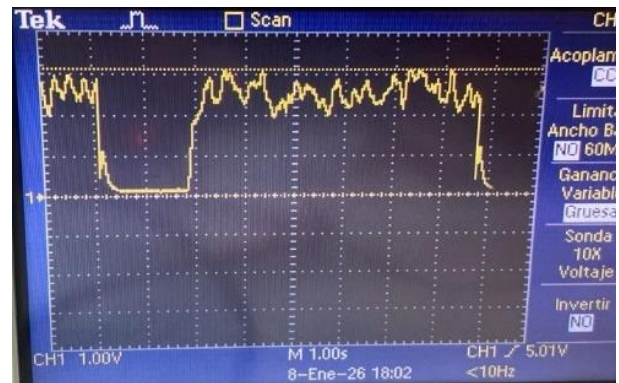
a)



c)



b)



d)

*Nota:* a) Señal ECG, b) Señal PPG, c) Señal EMG cruda, d) Señal de la envolvente de EMG

#### 4.1 Resultados de diseño mecánico

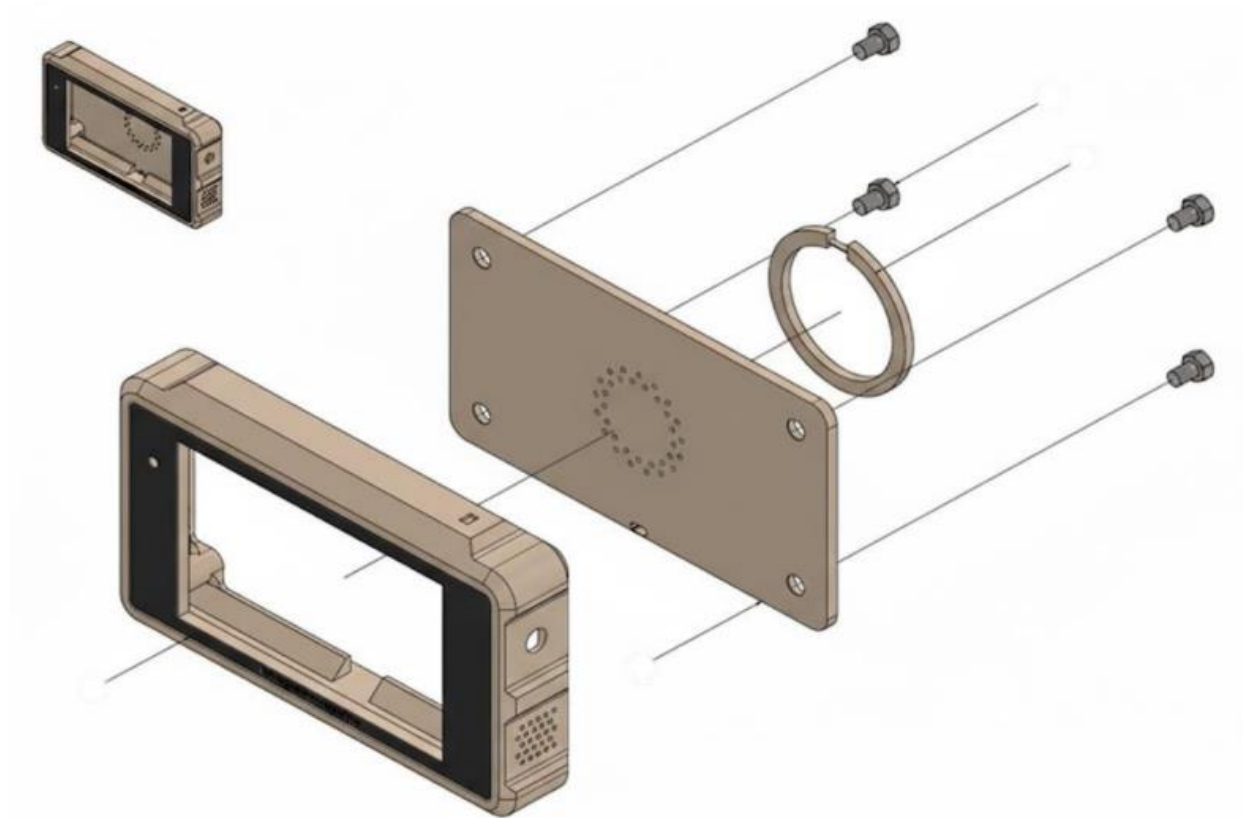
Con base en los datos de la Tabla 2.5, el sistema presenta una disipación de potencia de 4,26 W, concentrada principalmente en la pantalla (60%) y el microcontrolador ESP32 (28%). Considerando que la potencia disipada es inferior a 8 W, se implementó gestión térmica pasiva mediante aberturas de 2,5 mm de diámetro distribuidas en paredes laterales y tapa, favoreciendo la circulación natural del aire sin comprometer la integridad estructural.

El diseño estructural mostrado en la Figura 3.27 comprende carcasa principal, aro de soporte, tapa superior y cuatro tornillos M4. Las paredes de la carcasa poseen espesor de 3 mm, proporcionando rigidez mecánica y estabilidad dimensional.

La tapa superior de 6 mm incrementa la resistencia térmica en zonas de contacto con el usuario, incorporando aberturas para evacuación de calor y diseño para puerto USB tipo C. El aro proporciona estabilidad cuando el dispositivo se coloca inclinado.

#### Figura 4.5

*Vista explosionada de la carcasa diseñada y la ocupación de sus elementos*



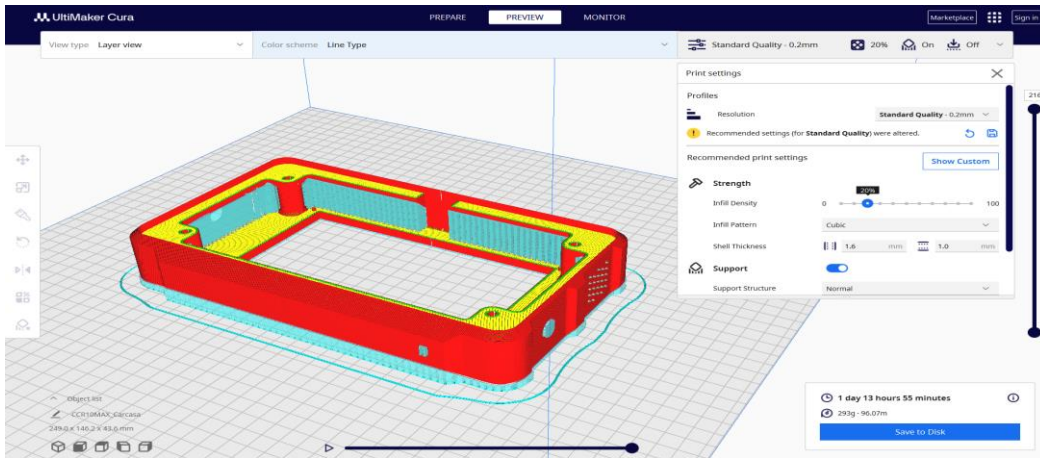
Como material de fabricación se seleccionó PETG por su estabilidad dimensional frente a incrementos moderados de temperatura, elevada tenacidad y baja conductividad térmica.

La fabricación se realizó en Ultimaker Cura con temperatura de boquilla de 240°C, cama de 80°C, resolución de capa de 0,2 mm y densidad de relleno del 20%. Los tiempos fueron: carcasa 1 día 13h 55min, tapa 17h 8min, y aro 1h 12min.

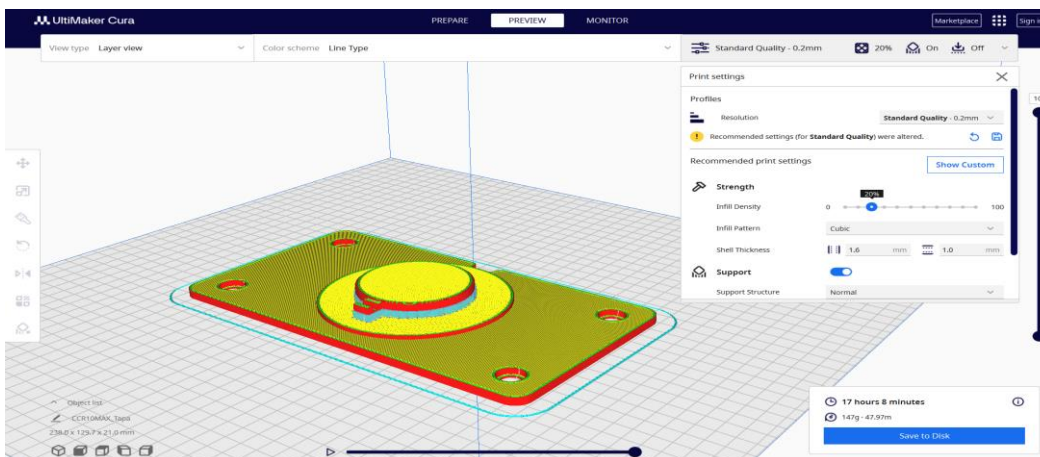
La Figura 3.28 muestra las piezas en el entorno de impresión y la Figura 3.29 muestra los resultados de la fabricación.

Figura 4.6

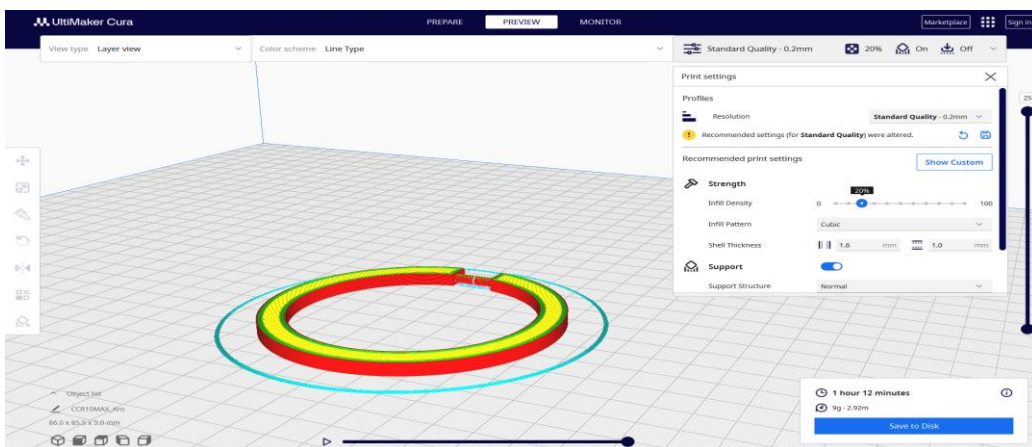
*Piezas de la carcasa en el entorno de impresión*



a)



b)

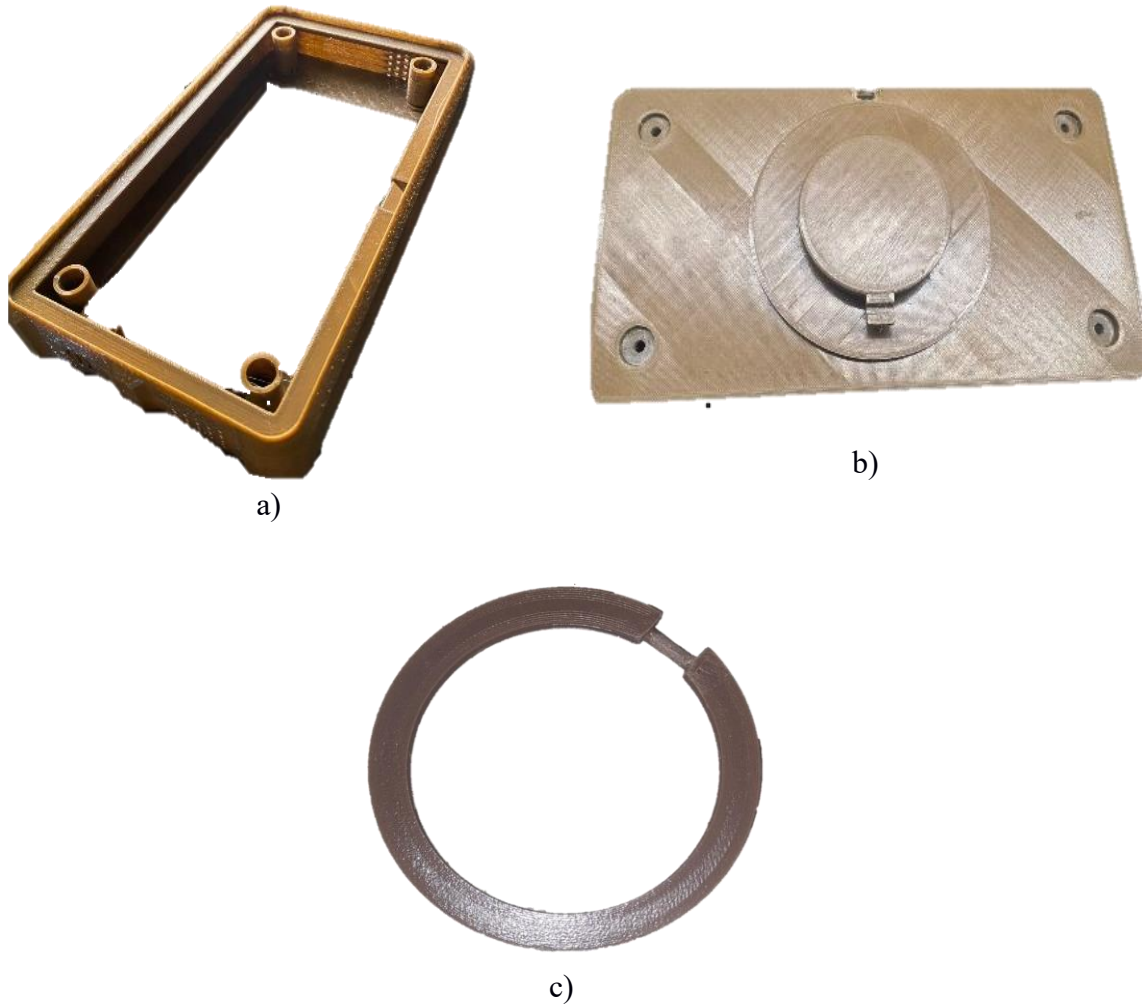


c)

*Nota. a) Carcasa, b) Tapa, c) Aro*

**Figura 4.7**

*Resultados de fabricación de las piezas*



*Nota.* a) Carcasa, b) Tapa, c) Aro

## 4.2 Prototipo final

Los subsistemas diseñados software, electrónico y mecánico se integraron exitosamente en el prototipo final. La Figura 3.30 muestra el dispositivo ensamblado completo con todos los componentes integrados, operando simultáneamente con la pantalla Nextion mostrando señales en tiempo real y la aplicación web desplegada en dispositivo móvil mediante conexión Wifi.

**Figura 4.8***Prototipo funcional operando*

### 4.3 Análisis de costos

El costo total del prototipo desarrollado fue de \$141.83 USD, correspondiente exclusivamente a materiales directos. Es importante destacar que el desarrollo se realizó con el apoyo integral de la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL), incluyendo acceso a laboratorios, equipos y servicios básicos (luz, agua, internet) sin costo para el proyecto. Adicionalmente, el Club Robota y el Club CoRAL de ESPOL facilitaron el uso de la fresadora CNC y la impresora 3D respectivamente. La mano de obra correspondiente al diseño electrónico, firmware y CAD fue realizada por los autores como parte de la investigación académica.

Para evaluar la viabilidad comercial, se proyectó un modelo empresarial considerando costos reales de producción. El costo unitario estimado sería de \$422.36, incluyendo materiales (\$148.96), mano de obra profesional con cargas sociales ecuatorianas (\$176.40), y costos indirectos de fabricación (\$97.00). Este escenario permitiría un precio de venta de \$631.43 USD, representando una reducción del 85-90% frente a simuladores comerciales existentes (\$4,000-\$8,000). Para el desglose detallado de ambos escenarios consultar Apéndice D.

**Tabla 4.2***Resumen de costos del prototipo*

Concepto	Prototipo (USD)	Producción (USD)
Materiales	\$148.96	\$148.96
Mano de obra	\$0.00*	\$176.40
Costos indirectos	\$0.00*	\$97.00
<b>Costo Total</b>	<b>\$148.96</b>	<b>\$422.36</b>

*Nota.* \*Recursos provistos por ESPOL, Club Robota y Club CoRAL

## **Capítulo 4**

## 5. Conclusiones y recomendaciones

### 5.1 Conclusiones

- Se implementó exitosamente el BioSignalSimulator Pro, un simulador portátil de señales fisiológicas basado en ESP32-WROOM-32 que genera señales ECG, EMG y PPG mediante modelos matemáticos validados. El dispositivo reproduce formas de onda en pantalla táctil Nextion y emite salidas analógicas acondicionadas mediante tres canales BNC independientes. El análisis espectral confirmó que las señales concentran más del 99% de su energía dentro de las bandas clínicas esperadas, y la validación con osciloscopio verificó la correcta reconstrucción morfológica en las salidas analógicas.
- Se diseñó el sistema de generación implementando veinte condiciones fisiológicas y fisiopatológicas: ocho variantes de ECG incluyendo ritmo normal, taquicardia, bradicardia y fibrilación; seis de EMG desde reposo hasta contracción máxima con fatiga muscular; y seis de PPG abarcando perfusión débil, fuerte y arritmia. La interfaz táctil Nextion permite visualizar las formas de onda a 30 fps y ajustar parámetros dinámicamente. Las validaciones paramétricas confirmaron que las métricas clínicas medidas se encuentran dentro de los rangos fisiológicos establecidos.
- Se construyó el prototipo funcional mediante manufactura aditiva en PETG con peso ligero, integrando una PCB de una capa fabricada por fresado CNC, un sistema de alimentación con baterías recargables que proporciona autonomía superior a cinco horas, y filtros pasabajos RC dimensionados específicamente para cada canal. El ensamblaje final integra todos los subsistemas en una carcasa compacta con acceso a controles, conectores BNC y puerto USB para recarga.
- Se desarrolló una aplicación web embebida accesible mediante WiFi directo que permite control remoto de la simulación, visualización gráfica en tiempo real a 60 fps mediante WebSocket, y exportación de datos en formato CSV para análisis posterior. Las pruebas

confirmaron operación estable con latencia inferior a 50 ms y capacidad para múltiples conexiones simultáneas.

- El BioSignalSimulator Pro demuestra que es posible desarrollar tecnología biomédica accesible y de calidad para instituciones educativas con recursos limitados. Este dispositivo representa una solución práctica y económicamente viable que democratiza la formación en adquisición y procesamiento de señales fisiológicas, evidenciando cómo la innovación local puede generar alto impacto educativo en el contexto ecuatoriano.

## 5.2 Recomendaciones

- Implementar un DAC externo de 12-16 bits para incrementar la resolución de las señales analógicas de 8 bits (256 niveles) a 4096-65536 niveles, reduciendo la cuantización visible en señales de baja amplitud y mejorando la fidelidad para aplicaciones de investigación avanzada.
- Sustituir el LM358 por un amplificador operacional rail-to-rail como el MCP6002, aprovechando el rango completo 0-3.3V del DAC y eliminando la limitación actual de excursión máxima ( $V_{CC}-1.5V$ ).
- Incorporar aisladores ópticos o transformadores de aislamiento en las salidas BNC para cumplir normativas de seguridad médica más estrictas (IEC 60601-1), habilitando potenciales aplicaciones de validación en entornos clínicos controlados.
- Implementar un módulo con power path management que permita operación simultánea durante la carga, eliminando la restricción actual de apagar el dispositivo para cargar las baterías.
- Integrar una tarjeta microSD para registro local de señales generadas, permitiendo sesiones de captura prolongadas independientes de la conectividad WiFi y facilitando el análisis offline.

## Referencias

- [1] M. L. Orna Casorrán y E. Serrano Orna, “Mecatrónica: evolución e impacto en el ámbito de la Salud,” *Revista Ocronos*, vol. 7, no. 5, pp. 729–740, mayo 2024. Disponible en: <http://www.revistaocronos.com/mecatronica-evolucion-e-impacto-en-la-salud>.
- [2] J. Granero-Molina, C. Fernández-Sola, E. López-Domene, J. M. Hernández-Padilla, L. S. R. Preto y A. M. Castro-Sánchez, “Effects of web-based electrocardiography simulation on strategies and learning styles,” *Rev. Esc. Enferm. USP*, vol. 49, no. 4, pp. 650–656, Aug. 2015. doi: 10.1590/S0080-623420150000400016.
- [3] Y. Uslu, V. Kocatepe, V. Unver y U. Karabacak, “Effectiveness of Simulation-Based Cooperative Learning Method in Electrocardiography Education,” *Acibadem Univ. Saglik Bilimleri Derg.*, vol. 12, pp. 1–8, 2021. doi: 10.31067/acusaglik.84961.
- [4] J. M. Fraga-Sastrías, C. F. Zamorano-Torres y H. E. Olvera-Cortés, “Encuesta sobre número de participantes en diferentes actividades simuladas en América Latina,” *Rev. Latinoam. Simul. Clín.*, vol. 5, no. 1, pp. 19–29, Jan. 2023. doi: 10.35366/110986.
- [5] A. A. Piña Tornés, L. B. González-Longoria Boada y A. E. Fruto Pla, “Avances de la Simulación Clínica en Ecuador,” *Rev. Cient. Sinapsis*, vol. 2, no. 11, pp. 1–10, Feb. 2018. doi: 10.37117/s.v2i11.128.
- [6] U.S. Bureau of Labor Statistics. (2023, septiembre 6). Biomedical Engineers – Occupational Outlook Handbook, [En línea]. Disponible en: <https://www.bls.gov/ooh/architecture-and-engineering/biomedical-engineers.htm>.
- [7] N. K. Al-Qazzaz, I. F. Abdulazez y S. A. Ridha, "Simulation Recording of an ECG, PCG, and PPG for Feature Extractions," *Al-Khwarizmi Engineering Journal*, vol. 10, no. 4, pp. 81-93, 2014. doi: 10.22153/.

- [8] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiological Measurement*, vol. 28, no. 3, pp. R1–R39, Mar. 2007. doi: 10.1088/0967-3334/28/3/R01.
- [9] "Electrocardiografía en Urgencias," Editorial Médica Panamericana, 2014.
- [10] J. C. Gallo-Padilla, R. A. Espinosa-Medina y J. L. Ramon-Valencia, "Simulador de electromiografía de superficie," *Visión Electrónica*, vol. 15, no. 1, pp. 23-29, ene.-jun. 2021. doi: 10.14483/22484728.17979.
- [11] A. Lufandt, R. Rozo, and A. Albarracín, "Valores de referencia de estudios de electromiografía de los músculos masetero y temporal," *Revista Med*, vol. 30, no. 1, pp. 45–54, Jun. 2023. doi: 10.18359/rmed.5582
- [12] P. Madhan Mohan, V. Nagarajan, and J. C. Vignesh, "Spot measurement of heart rate based on morphology of PhotoPlethysmoGraphic (PPG) signals," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 41, no. 2, pp. 1–10, Sep. 2016. doi: 10.1080/03091902.2016.1223198.
- [13] E. Henneman, "Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge," *Science*, vol. 126, no. 3287, pp. 1345–1347, 1957. doi: 10.1126/science.126.3287.1345.
- [14] A. J. Fuglevand, D. A. Winter y A. E. Patla, "Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools," *Journal of Neurophysiology*, vol. 70, no. 6, pp. 2470–2488, Dec. 1993. doi: 10.1152/jn.1993.70.6.2470.
- [15] P. E. McSharry, G. D. Clifford, L. Tarassenko, and L. A. Smith, "A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 3, pp. 289–294, Mar. 2003. doi: 10.1109/TBME.2003.808805
- [16] S. Patrick, J. Meklenburg, S. Jung, Y. Mendelson and E. A. Clancy, "An electromyogram simulator for myoelectric prosthesis testing," *Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference (NEBEC)*, New York, NY, USA, 2010, pp. 1-2, doi: 10.1109/NEBC.2010.5458134.

- [17] K. M. Huamán Guzmán, "Implementación de un simulador de señales electrocardiográficas para la evaluación funcional de monitores," Tesis de pregrado, Universidad Peruana, Lima, Perú, 2017.
- [18] S. Hurtado Requena, "Diseño y montaje de un simulador de ECG," Tesis de Grado, Escuela Técnica Superior de Ingeniería Informática, Universidad de Málaga, España, 2017.
- [19] J. Kubíček et al., "Mathematical modeling of ECG signals using Fourier series," *Comput. Biol. Med.*, vol. 123, p. 103899, 2020. doi: 10.1016/j.compbimed.2020.103899.
- [20] M. S. M. Yahaya y J. Teo, "Data augmentation using generative adversarial networks for images and biomarkers in medicine and neuroscience," *Frontiers in Applied Mathematics and Statistics*, vol. 9, May 2023. doi: 10.3389/fams.2023.1162760.
- [21] G. León, E. López, H. López y C. Hernández, "Design of an EMG Signal Generator Based on Random Firing Patterns," *Int. J. Online Biomed. Eng. (iJOE)*, vol. 20, no. 7, pp. 104–129, May 2024. doi: 10.3991/ijoe.v20i07.47375.
- [22] E. O. Guzmán Toscano y G. F. Revelo Huacón, "Prototipo de simulación de actividad cardíaca operado mediante interfaz gráfica con enfoque académico en la carrera de Biomedicina," Trabajo de titulación, Universidad Politécnica Salesiana, Sede Guayaquil, Ecuador, 2024.
- [23] B. Zanchi, G. Monachino, L. Fiorillo, G. Conte, A. Auricchio, A. Tzovara y F. D. Faraci, "Synthetic ECG signals generation: A scoping review," *Computers in Biology and Medicine*, vol. 184, p. 109453, Sep. 2024. doi: 10.1016/j.compbimed.2024.109453.
- [24] M. Ghasemi, A. Rahmani y S. H. Sadeghi, "Synthetic photoplethysmogram (PPG) signal generation using a genetic programming-based generative model," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 48, no. 6, pp. 1–13, dic. 2024. doi: 10.1080/03091902.2024.2438150.
- [25] A. Lefieux et al., "Mathematical modeling of photoplethysmography: model assessment and validation," HAL-Inria, preprint, Sep. 2025. [En línea]. Disponible en: <https://inria.hal.science/hal-05134478/document>.

- [26] B. K. Veedhi, K. Das y M. P. Behera, "Balancing data imbalance in biomedical datasets using a stacked augmentation approach with STDA, DAGAN, and pufferfish optimization to reveal AI's transformative impact," *International Journal of Information Technology*, vol. 17, pp. 455–480, 2025. doi: 10.1007/s41870-024-02234-w.
- [27] ECGWaves, "Reference values for adult ECG," ECGWaves.com, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://ecgwaves.com/docs/reference-values-for-adult-ecg/>
- [28] SalusPlay, "Tema 3: Lectura del electrocardiograma," SalusPlay Apuntes, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.salusplay.com/apuntes/cuidados-medico-quirurgicos/tema-3-lectura-del-electrocardiograma>
- [29] M. B. I. Reaz, M. S. Hussain y F. Mohd-Yasin, "Techniques of EMG signal analysis: Detection, processing, classification and applications," *Biological Procedures Online*, vol. 8, no. 1, pp. 11–35, 2006. [En línea]. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1455479/>
- [30] T. Grujic Supuk, A. Kuzmanic Skelin y M. Cic, "Design, Development and Testing of a Low-Cost sEMG System and Its Use in Recording Muscle Activity in Human Gait," *Sensors*, vol. 14, no. 5, pp. 8235–8258, May 2014. doi: 10.3390/s140508235.
- [31] G. Welton et al., "Tremor Syndromes: An Updated Review," *Frontiers in Neurology*, vol. 12, Art. no. 684835, Aug. 2021. doi: 10.3389/fneur.2021.684835.
- [32] M. González-Izal et al., "The Usefulness of Mean and Median Frequencies in Electromyography Analysis," en *Computational Intelligence in Electromyography Analysis*, G. R. Naik, Ed. IntechOpen, 2012, pp. 171–194. [En línea]. Disponible en: <https://www.intechopen.com/chapters/40123>
- [33] X. Sun, H. He, M. Xu y Y. Long, "Peripheral perfusion index of pulse oximetry in adult patients: a narrative review," *European Journal of Medical Research*, vol. 29, Art. no. 430, 2024. doi: 10.1186/s40001-024-02048-3.

- [34] I. De la Pena Sanabria et al., "Peripheral perfusion index in the neonatal ICU," *Revista Portuguesa de Pediatria*, vol. 48, no. 4, pp. 320–325, 2017. doi: 10.1016/j.rprh.2017.10.015.
- [35] University of California San Diego, "Cardiac Cycle," UCSD Cardiovascular Lab, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://cvil.ucsd.edu/wp-content/uploads/2017/02/cardiac-cycle.pdf>
- [36] F. G. Aguilar, E. Monares Z. et al., "Algoritmo de Emergencias Médicas de Chiapas," *Medicina Crítica*, vol. 36, no. 2, pp. 98–105, 2022.

### Apéndice A. Rangos clínicos de referencia y parámetros fisiológicos

Las tablas presentadas en este apéndice compilan los rangos clínicos de referencia utilizados para la validación de las señales fisiológicas generadas por el simulador. Los valores de ECG fueron extraídos de guías de electrocardiografía clínica [27, 28]; los parámetros de EMG se fundamentan en literatura de electromiografía de superficie y análisis de fatiga muscular [29–32]; y los rangos de PPG provienen de estudios sobre índice de perfusión periférica y fisiología cardiovascular [33–36].

**Tabla A.1**

*ECG - Complejo PQRS Normal (Lead II)*

Componente	Duración	Amplitud (mV)
Onda P	< 110 ms	0.15 – 0.25
Intervalo PR	120 – 200 ms	—
Complejo QRS	70 – 100 ms	—
Onda Q	< 40 ms	< 25% de R
Onda R	—	0.8 – 1.2
Onda S	—	–0.05 a –0.50
Segmento ST	—	≈ 0 (isoeléctrico)
Onda T	—	0.20 – 0.40
Intervalo QT	320 – 440 ms	—
QTc (Bazett)	320 – 460 ms	—
HR	60 – 100 BPM	—

**Tabla A.2***Rangos QTc*

Clasificación	QTc (ms)	Riesgo
QTc corto	< 320	Arritmias ventriculares
Normal	320 – 460	Sin riesgo
QTc prolongado	> 460	Torsades de Pointes

**Tabla A.3***Condiciones ECG*

Condición	HR (BPM)	RR (ms)	PR (ms)	QRS (ms)	ST/T
Ritmo Normal	60–100	600–1000	120–200	80–120	ST=0, T 0.2–0.6 mV
Taquicardia Sinusal	>100	<600	120–200	80–120	Normales
Bradicardia Sinusal	<60	>1000	170–200	80–120	Normales
Fibrilación Auricular	Variable	Irregular	—	80–120	Secundarios
Fibrilación Ventricular	—	—	—	—	Caótico 4–10 Hz
Bloqueo AV 1°	60–100	600–1000	>200	80–120	Normales
Elevación ST (STEMI)	Variable	Variable	120–200	80–120	ST↑ ≥0.2 mV
Depresión ST	Variable	Variable	120–200	80–120	ST↓ 0.05–0.2 mV

**Tabla A.4***Variabilidad RR*

Condición	CV% RR	Interpretación
Normal/Sinus	< 10%	Regular
Fibrilación Auricular	15–35%	Irregularmente irregular
Fibrilación Ventricular	N/A	Caótico

**Tabla A.5***Condiciones EMG*

Condición	Excitación (MVC)	MUs Activas	FR Media (Hz)	RMS Pico (mV)	Estado
Reposo	0.5%	0	0	0.001	Solo ruido térmico
Leve	12%	68-70	8-10	0.52	Durante contracción
Moderada	35%	100	15-17	1.7	Durante contracción
Alta	80%	100	31-37	2.8	Durante contracción
Temblor Parkinson	Variable	Variable	4-6 Hz modulación	0.1-0.5	Temblor continuo
Fatiga	50% sostenido	100	Decay progresivo	1.5 → 0.4	MDF 120→80 Hz

**Tabla A.6***Frecuencias de disparo EMG*

Parámetro	Valor	Unidad
FR mínimo (reclutamiento)	6–8	Hz
FR máximo (MVC)	30–50	Hz
Ganancia FR	~40	Hz/unidad
CV ISI	15–25	%

**Tabla A.7***Tipos de unidades motoras*

Tipo	Umbral	Amplitud	Fatigabilidad
I (S)	Bajo (0–20%)	Pequeña	Resistente
IIa (FR)	Medio (20–50%)	Media	Moderada
IIb (FF)	Alto (50–100%)	Grande	Fatigable

**Tabla A.8***Condiciones PPG*

Condición	PI (%)	Morfología / Notas	Muesca Dicrotica
Normal	2.9–6.1	Pico sistólico claro; upstroke rápido; muesca sutil; d/s 0.1–0.4	Posición: 20–50%; Amplitud: $\geq 20\%$ ; Anchura: 20–60 ms
Arritmia	1.0–5.0	Latidos irregulares; amplitud variable	Posición: variable; Amplitud: 10–30%; Anchura: 20–70 ms
Perfusión débil	0.5–2.1	AC muy reducido; pico atenuado; muesca ausente o tenue	Posición: $< 20\%$ o ausente; Amplitud: $< 10\%$ ; no detectable
Vasodilatación	5.0–10.0	Pico más alto y ancho; muesca marcada; mejor relleno diastólico	Posición: 25–55%; Amplitud: 20–40%; Anchura: 30–60 ms
Perfusión Fuerte	7.0–20.0	Señal robusta; muesca y reflejo vascular prominentes; alta AC	Posición: 30–60%; Amplitud: $\geq 30\%$ ; Anchura: 30–80 ms

Condición	PI (%)	Morfología / Notas	Muesca Dicrotica
Vasoconstricción	0.7–0.8	Pulso pequeño y aplanado; upstroke menos pronunciado; muesca tenue	Posición: <20% o ausente; Amplitud: <10%; no medible

**Tabla A.9***Índice de perfusión*

Clase	Profundidad	Interpretación
I	< 20%	Vasodilatación / Tono bajo
II	20–35%	Normal bajo
III	20–50%	Tono vascular normal
IV	> 50%	Vasoconstricción / Rigidez arterial

**Tabla A.10***Modelo de duración sístole/diástole (Fisiología cardiovascular)*

HR (BPM)	RR (ms)	Sístole (ms)	Diástole (ms)	Fracción Sístole
60	1000	~320	~680	32%
75	800	~300	~500	37%
90	667	~285	~382	43%
120	500	~270	~230	54%

## Apéndice B. Arquitectura del firmware y organización del código

Este apéndice presenta las métricas restantes y las otras condiciones patológicas implementadas en el simulador.

### ECG

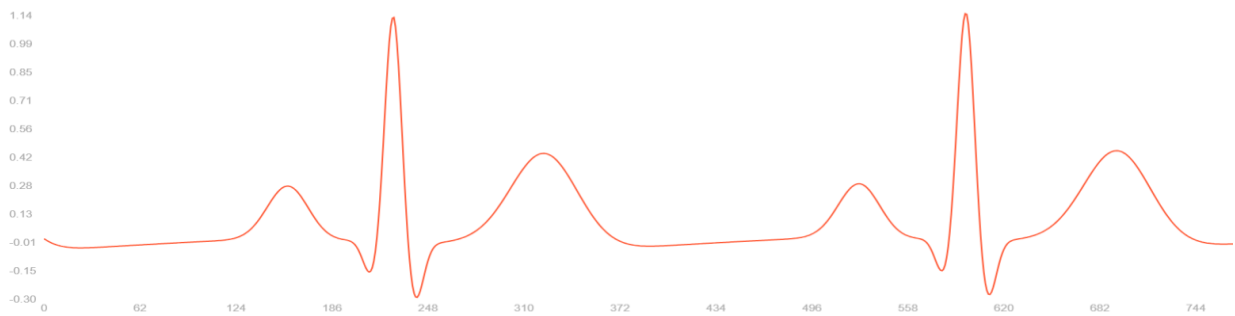
**Tabla B.1**

*Métricas de taquicardia*

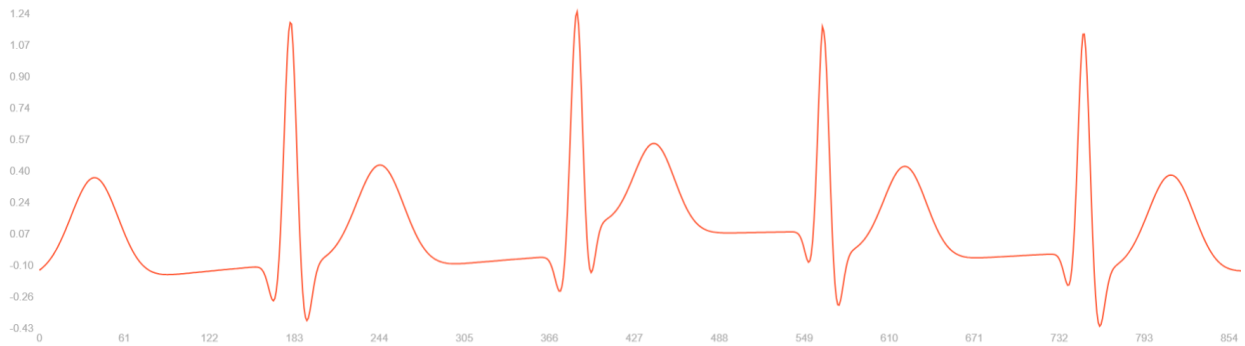
Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0.16	0.19	
	q	-0.28	-0.25	
	r	1.05	1.08	
	s	-0.40	-0.35	
	t	0.35	0.38	
	st	-0.07	0	
	ecg	-0.3971	1.0785	
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	491	504	
	pr	160	160	
	qrs	64	66	
	qtc	391	396	
Frecuencia cardíaca	hr	119	122	bpm

**Tabla B.2***Métricas de elevación ST*

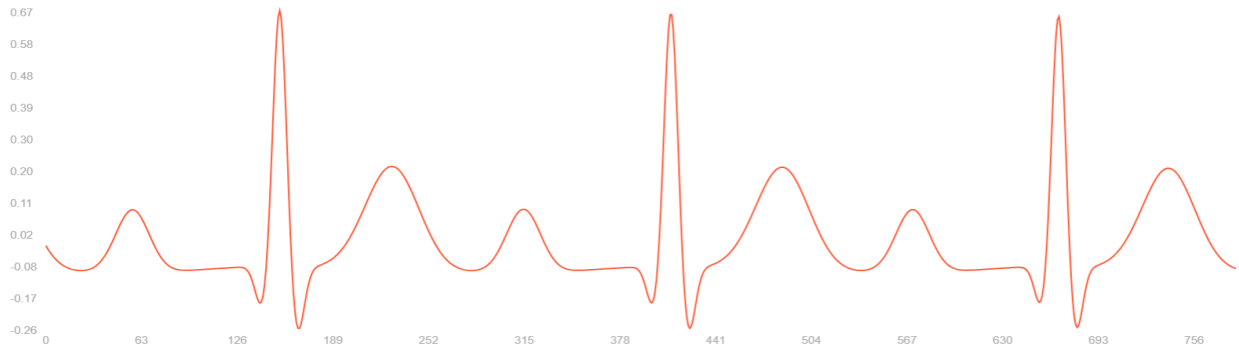
Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0.06	0.20	
	q	-0.39	-0.10	
	r	1.00	1.11	
	s	-0.33	-0.17	
	t	0.30	1.07	
	st	0.16	0.32	
	ecg	-0.3942	1.1314	
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	736	774	
	pr	117	160	
	qrs	79	84	
	qtc	416	462	
Frecuencia cardíaca	hr	77	81	bpm

**Figura B.1***Bradycardia***Tabla B.3***Métricas de bradicardia*

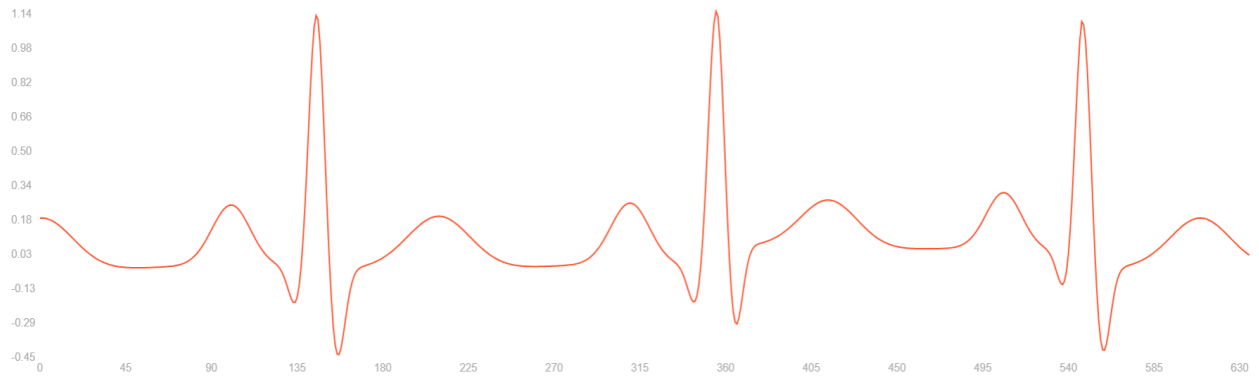
Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0.25	0.28	
	q	-0.18	-0.16	
	r	1.09	1.14	
	s	-0.32	-0.30	
	t	0.39	0.43	
	st	0	0	
	ecg	-0.2973	1.1385	
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	1199	1233	
	pr	173	180	
	qrs	99	103	
	qtc	452	458	
Frecuencia cardíaca	hr	49	50	bpm

**Figura B.2***Fibrilación auricular***Tabla B.4***Métricas de fibrilación auricular*

Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0	0	
	q	-0.30	-0.09	
	r	1.12	1.23	
	s	-0.47	-0.15	
	t	0.36	0.54	
	st	-0.11	0.15	
	ecg	-0.4315	1.239	
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	590	685	
	pr	0	0	
	qrs	70	79	
	qtc	402	433	
Frecuencia cardíaca	hr	88	102	bpm

**Figura B.3***Bloque AV 1er grado***Tabla B.5***Métricas de bloqueo AV1*

Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0.08	0.09	
	q	-0.19	-0.19	
	r	0.65	0.68	
	s	-0.27	-0.26	
	t	0.21	0.22	
	st	-0.06	-0.06	
	ecg	-0.2625	0.67	
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	842	870	
	pr	275	287	
	qrs	83	87	
	qtc	424	432	
Frecuencia cardíaca	hr	69	71	bpm

**Figura B.4***Depresión ST***Tabla B.6***Métricas de depresión ST*

Amplitudes	Onda	Mínimo	Máximo	mV
	p	0.24	0.30	
	q	-0.21	-0.13	
	r	1.10	1.14	
	s	-0.46	-0.31	
	t	0.05	0.13	
	st	-0.24	-0.14	
	ecg	-0.4535	1.1417	
Intervalos	Complejo	Mínimo	Máximo	ms
	rr	641	700	
	pr	103	113	
	qrs	76	85	
	qtc	404	422	
Frecuencia cardíaca	hr	86	94	bpm

**EMG****Tabla B.7***Métricas de reposo*

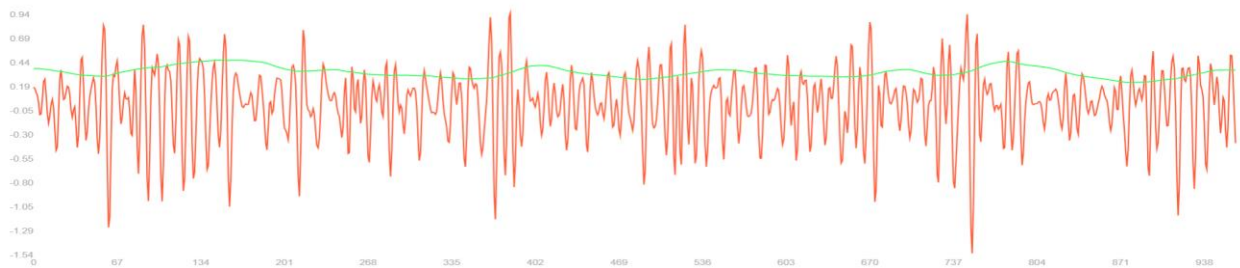
Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-0.0063	0.0068	mV
env	0.0016	0.0022	mV
rms	0.0017	0.0023	mV
mus	0	0	%
mvc	1	1	%
fr	0	0	Hz

**Tabla B.8***Métricas de fátiga (inicio)*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-3.9073	3.0339	mV
env	0.8748	1.4009	mV
rms	0.8458	1.4934	mV
mus	100	100	%
mvc	50	50	%
fr	20.54	21.32	Hz

**Tabla B.9***Métricas de fatiga (final)*

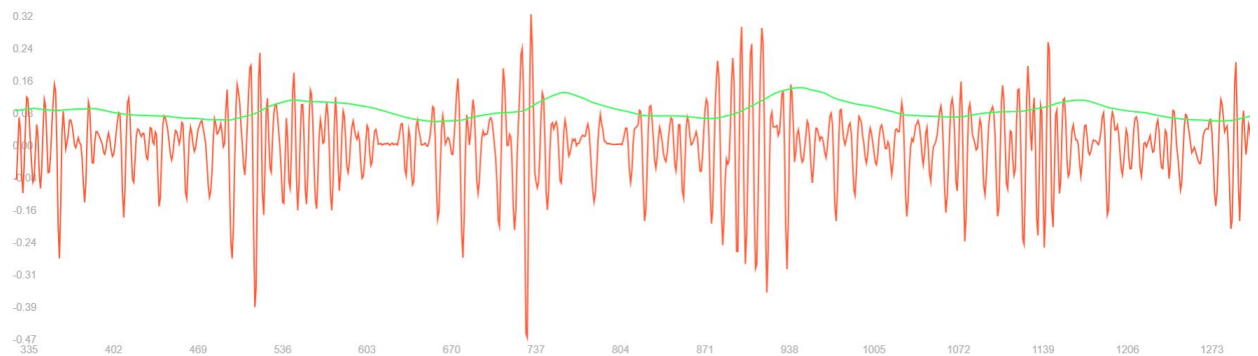
Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-1.7023	1.161	mV
env	0.3131	0.5281	mV
rms	0.304	0.5312	mV
mus	100	100	%
mvc	50	50	%
fr	13.2	13.28	Hz

**Figura B.5***Contracción leve***Tabla B.10***Métricas de contracción leve*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-1.5431	0.939	mV
env	0.2238	0.4516	mV
rms	0.1908	0.4922	mV
mus	66	71	%
mvc	11	13	%
fr	8.61	9.27	Hz

**Figura B.6***Contracción moderada***Tabla B.11***Métricas de contracción moderada*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-4.3949	3.0186	mV
env	0.0001	1.2309	mV
rms	0.0019	1.1779	mV
mus	0	100	%
mvc	1	38	%
fr	0	17.25	Hz

**Figura B.7***Parkison reposo*

**Tabla B.12***Métricas de Parkison (reposo)*

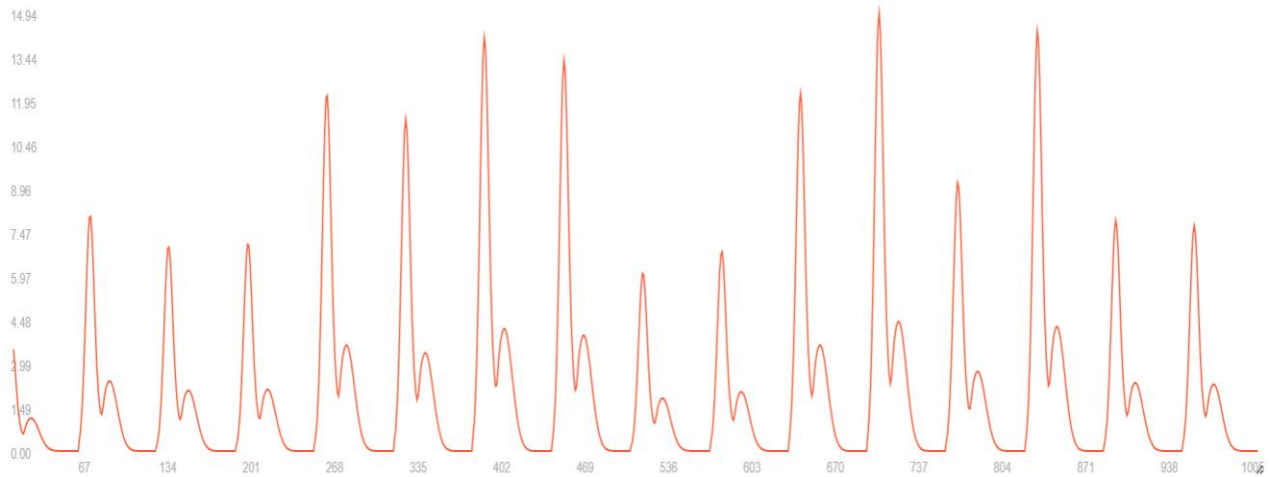
Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
raw	-0.473	0.3191	mV
env	0.0536	0.1392	mV
rms	0.0406	0.1419	mV
mus	43	64	%
mvc	5	10	%
fr	6	6	Hz

**PPG****Tabla B.13***Métricas de arritmia*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
ac	0	36.223	mV
hr	87	200	BPM
pi	0	3.58	%
rr	300	693	ms
sys	45	287	ms
dia	255	577	ms

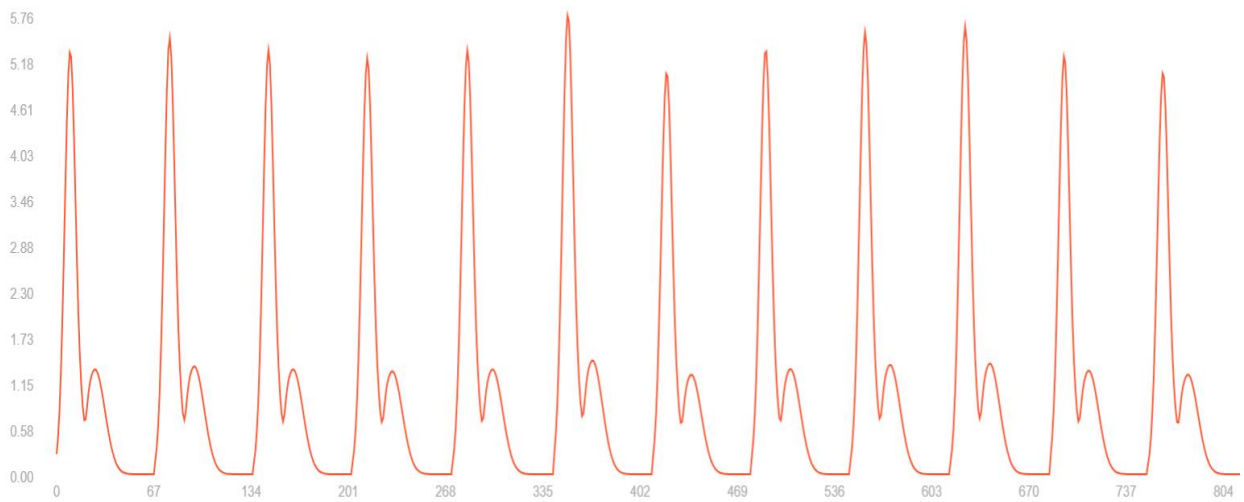
**Tabla B.14***Métricas de perfusión fuerte*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
ac	0	146.614	mV
hr	74	76	BPM
pi	7.03	14.5	%
rr	790	810	ms
sys	119	121	ms
dia	671	690	ms

**Figura B.8***Perfusión débil*

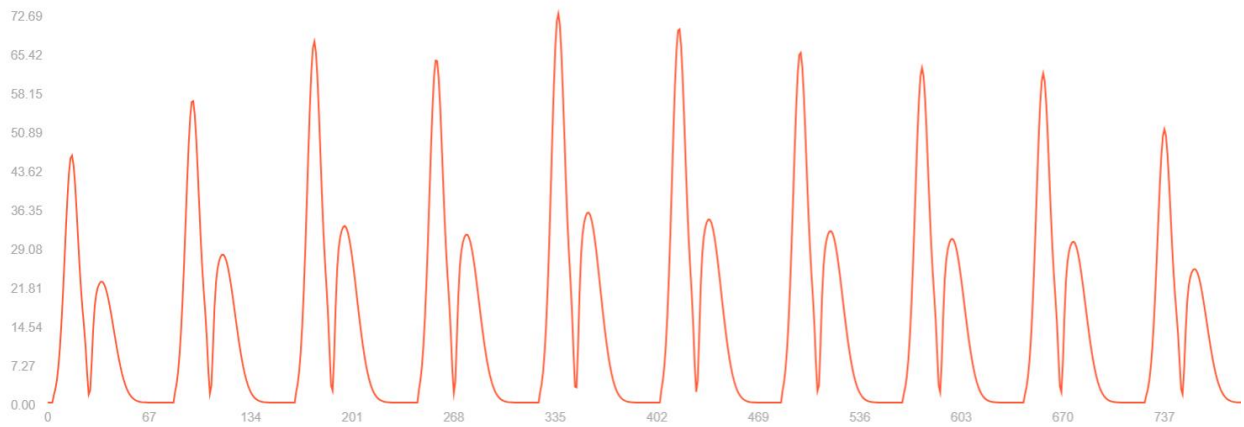
**Tabla B.15***Métricas de perfusión débil*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
ac	0	5.759	mV
hr	86	90	BPM
pi	0	0.58	%
rr	670	700	ms
sys	102	286	ms
dia	400	596	ms

**Figura B.9***Vasoconstricción*

**Tabla B.16***Métricas de vasoconstricción*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
ac	0	14.936	mV
hr	94	97	BPM
pi	0	1.53	%
rr	620	640	ms
sys	94	282	ms
dia	348	545	ms

**Figura B.10***Vasodilatación*

**Tabla B.17***Métricas de vasodilatación*

Parámetro	Mínimo	Máximo	Unidades
ac	0	72.693	mV
hr	74	76	BPM
pi	4.39	7.26	%
rr	790	810	ms
sys	119	292	ms
dia	504	689	ms

### Apéndice C. Métricas de condiciones patológicas implementadas

El firmware del BioSignalSimulator Pro está desarrollado en C++ utilizando el framework Arduino sobre PlatformIO. La arquitectura modular distribuye las tareas entre los dos núcleos del ESP32-WROOM-32: el Core 0 gestiona la interfaz de usuario (Nextion HMI) y las comunicaciones (WiFi/WebSocket), mientras el Core 1 se dedica exclusivamente a la generación de señales mediante interrupciones de hardware.

**Tabla C.1**

*Organización de módulos*

Directorio	Descripción
include/models/	Modelos matemáticos: ecg_model.h, emg_model.h, ppg_model.h
include/core/	Motor de señales y gestión de timers
include/comm/	Drivers de comunicación: Nextion UART, WiFi AP, WebSocket
src/models/	Implementación de algoritmos McSharry, Fuglevand, Allen
src/core/	Lógica de selección de señal y condiciones
src/comm/	Servidor web y protocolo JSON
data/	Interfaz web (HTML/CSS/JS) para Chart.js

El código fuente completo está disponible en:

<https://github.com/scarletsnchez22/BioSignalSimulatorPro>

### Apéndice D. Análisis de costos y viabilidad financiera del prototipo

Este apéndice presenta el desglose completo de costos y el análisis financiero del prototipo BioSignalSimulator Pro. La Tabla D.1 resume los materiales directos utilizados en la fabricación; la Tabla D.2 muestra el costo de mano de obra directa para la manufactura de una unidad; la Tabla D.3 reúne los costos indirectos de fabricación; la Tabla D.4 describe la estructura de precios y la rentabilidad por unidad; la Tabla D.5 detalla la inversión inicial necesaria para el arranque del proyecto; y la Tabla D.6 proyecta la operación mensual, el punto de equilibrio y el retorno de inversión esperado.

#### Tabla D.1

##### *Costo de materiales*

Componente	Cantidad	Precio Unit. (USD)	Subtotal (USD)
Baterías 18650	2	\$9.00	\$18.00
Portapilas 18650 doble	1	\$0.35	\$0.35
Módulo IP5306 (gestor de carga)	1	\$1.15	\$1.15
BMS 1S (protección baterías)	1	\$0.65	\$0.65
Switch ON/OFF	1	\$0.25	\$0.25
Módulo elevador XL6009	1	\$2.35	\$2.35
Cables silicona 22AWG	1m	\$0.40	\$0.40
Pantalla Nextion NX4048T070 7"	1	\$95.75	\$95.75
ESP32-WROOM-32	1	\$8.50	\$8.50
Amplificador operacional LM358	1	\$0.24	\$0.24
Multiplexor analógico CD4051	1	\$0.80	\$0.80
LED RGB 5mm cátodo común	1	\$0.20	\$0.20
Zócalo DIP para LM358	1	\$0.10	\$0.10
Zócalo DIP para CD4051	1	\$0.10	\$0.10

Componente	Cantidad	Precio Unit. (USD)	Subtotal (USD)
Espaciadores hembra 40 pines	2	\$0.28	\$0.56
Resistencias 220 $\Omega$	3	\$0.04	\$0.12
Resistencia 6.8k $\Omega$	1	\$0.04	\$0.04
Resistencia 1k $\Omega$	1	\$0.04	\$0.04
Resistencia 33k $\Omega$	1	\$0.04	\$0.04
Capacitores cerámicos 1 $\mu$ F	3	\$0.07	\$0.21
BNC hembra de bornera	3	\$0.48	\$1.44
Borneras 2 pines paso 5.08mm	8	\$0.10	\$0.80
Baquelita virgen 10 $\times$ 10 cm	1	\$1.09	\$1.09
Estaño + pasta flux + flux líquido	1	\$2.50	\$2.50
Filamento PETG (rollo 1kg \$20)	449g	\$0.02/g	\$8.98
Tornillos M3 tripa de pato	8	\$0.05	\$0.40
tornillos M4 (sujeción)	4	\$0.09	\$0.36
Silicona neutra (sellado)	15ml	\$0.07/ml	\$1.05
Lija (grano 220, 400, 800)	3 pliegos	\$0.28	\$0.84
Pintura spray negro mate Abro	1 lata	\$1.65	\$1.65
Total			\$148.96

**Tabla D.2***Costo de mano de obra*

Actividad	Horas	Tarifa (USD/h)	Total (USD)
Técnico Electrónico (fabricación de placa, soldadura y ensamble de circuito)	8.00	\$10.60	\$84.79
Técnico Mecánico (fabricación carcasa y ensamble de carcasa)	5.00	\$10.60	\$52.99
Técnico de Integración (programación y pruebas finales)	3.64	\$10.60	\$38.62
<b>Total</b>	<b>16.64</b>		<b>\$176.40</b>

**Tabla D.3***Costos de fabricación*

Concepto	Costo (USD)
Arriendo proporcional del taller	\$45.00
Energía eléctrica (iluminación + equipos)	\$25.00
Agua y servicios básicos	\$12.00
Depreciación de equipos (impresora 3D, CNC)	\$10.00
Consumibles generales y varios	\$5.00
<b>Total</b>	<b>\$97.00</b>

**Tabla D.4***Rentabilidad y precio de venta al público*

Concepto	Valor (USD)
Materiales	\$148.96
Mano de obra	\$176.40
Costos indirectos	\$97.00
Costo Total por Unidad	\$422.36
Ganancia por unidad (30%)	\$209.07
Precio de Venta al Público (IVA incluido)	\$631.43

*Nota.* PVP incluye IVA (15%). Margen de ganancia representa 49.5% sobre el costo o 33.1% sobre el precio de venta.

**Tabla D.5***Inversión inicial*

Concepto	Costo (USD)
Costo de desarrollo (tesis)	\$3,840.00
Equipamiento	\$2,342.00
Licencias y software	\$148.96
Stock inicial (10 unidades)	\$4,223.60
Capital de trabajo (mes 1)	\$1,110.44
Total	\$11,665.00

**Tabla D.6***Proyección operacional y retorno de inversión*

Concepto	Valor
Operación Mensual	
Producción mensual	10 unidades/mes
Ganancia mensual	\$2,091
Punto de Equilibrio	
Unidades para recuperar inversión	56 unidades
Tiempo estimado	5-6 meses
Proyección Año 1	
Producción (10 u/mes × ~8 meses) *	~78 unidades
Ganancia neta año 1	\$16,222
ROI año 1	139%

*Nota.* \*Año 1 considera ~8 meses de operación neta después de alcanzar punto de equilibrio en el mes 5-6.

## Apéndice E. Especificaciones técnicas del BioSignal Simulator Pro

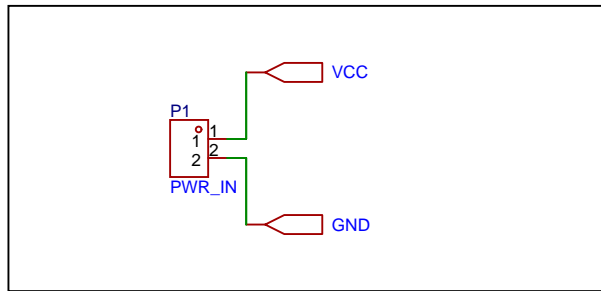
**Tabla E.1**

*Especificaciones de BioSignal Simulator Pro*

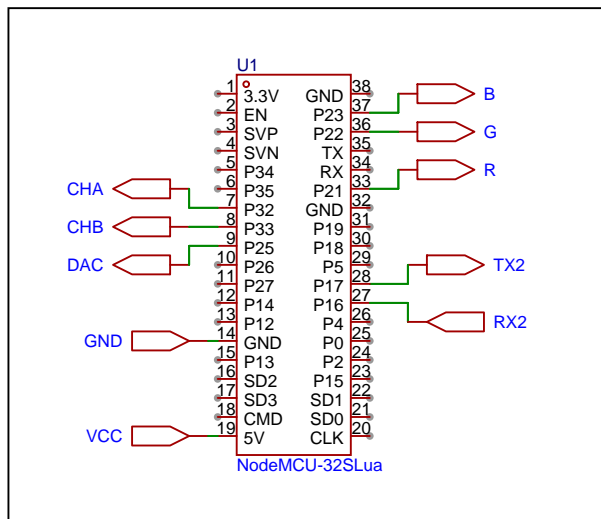
Parámetro	Especificación
Señales simuladas	ECG, EMG, PPG
Condiciones patológicas	20 (8 ECG + 6 EMG + 6 PPG)
Microcontrolador	ESP32-WROOM-32 (Dual-core, 240 MHz)
Frecuencia de muestreo	2000 Hz (interno)
Resolución DAC	8 bits
Salidas analógicas	3 canales BNC (0–3.3V)
Pantalla	Nextion 7" táctil (800×480 px)
Conectividad	WiFi AP (4 clientes, WebSocket)
IP estática	192.168.4.1
Visualización web	60 fps, exportación CSV
Alimentación	2× 18650 Li-Ion (5200 mAh)
Autonomía	> 5 horas
Carga	USB-C (2A máx)
Material carcasa	PETG (manufactura aditiva)
Peso total	≈ 954 g
Fidelidad espectral	> 99% (validación FFT)
Latencia	< 50 ms

# BIOSIGNAL SIMULATOR PRO

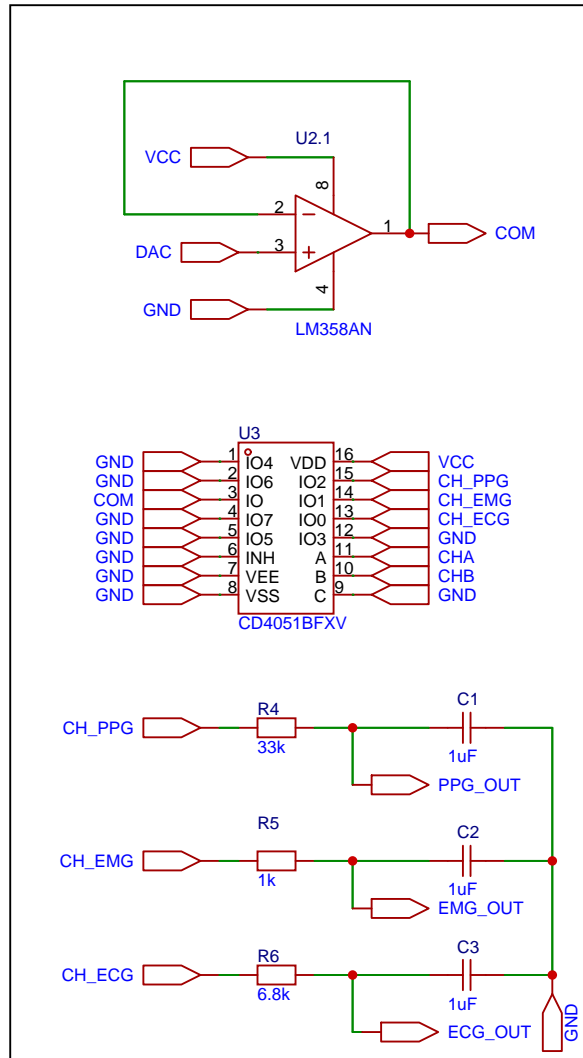
ENTRADA 5VDC



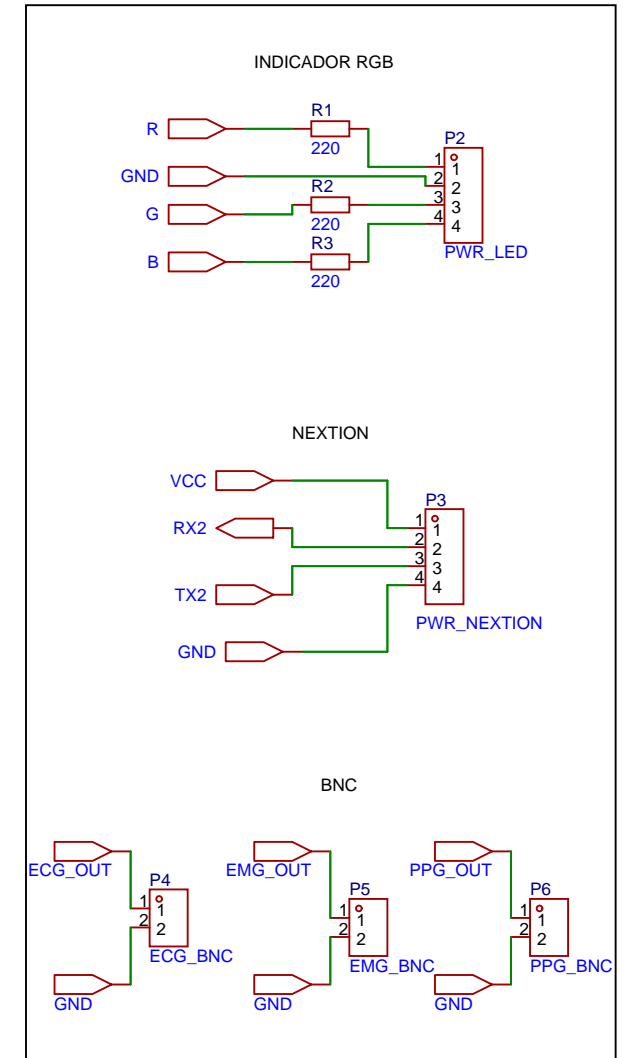
CONTROL ESP32



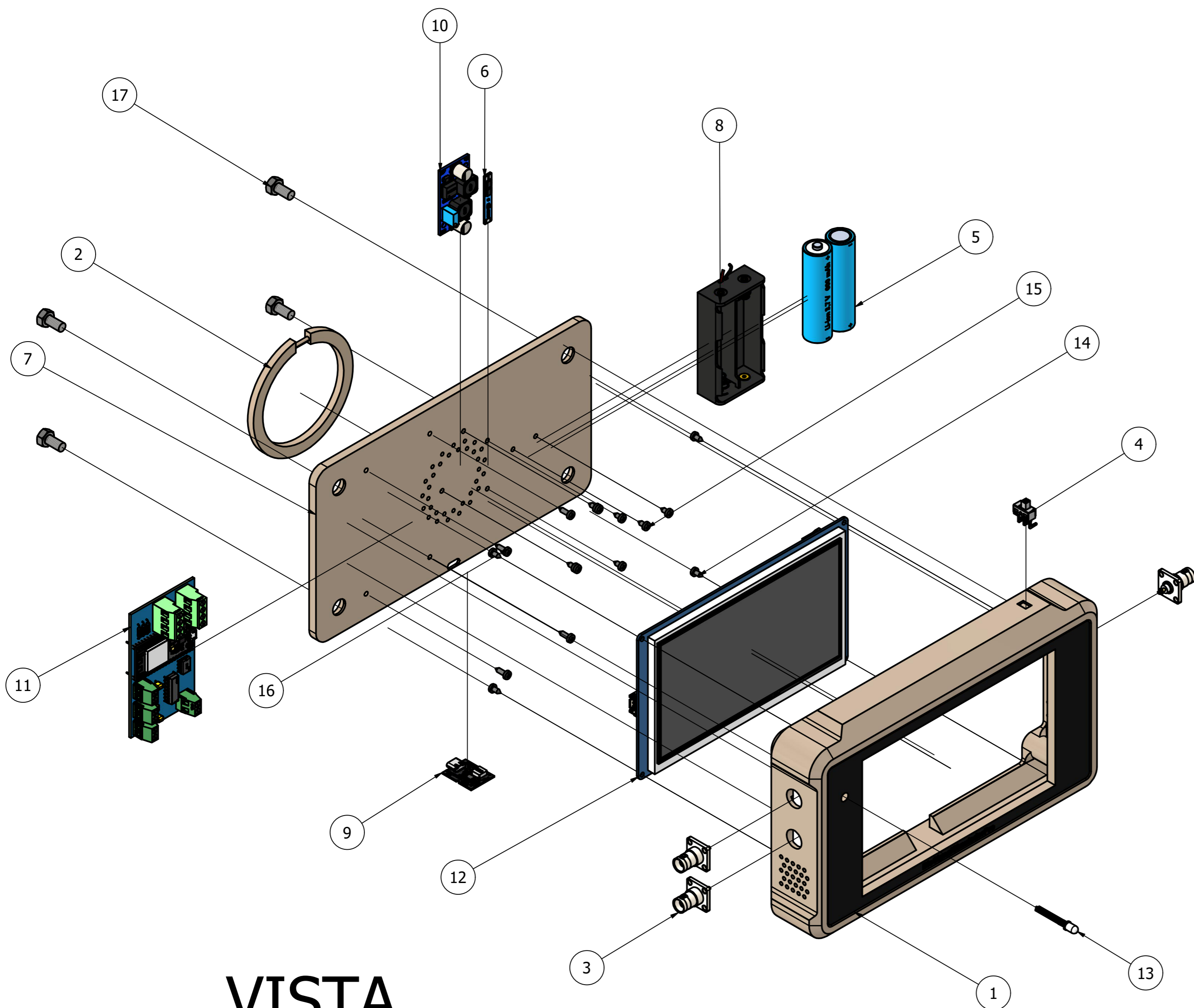
FILTRADO Y SELECCIÓN DE SALIDA ANALÓGICA (0-3.3V)



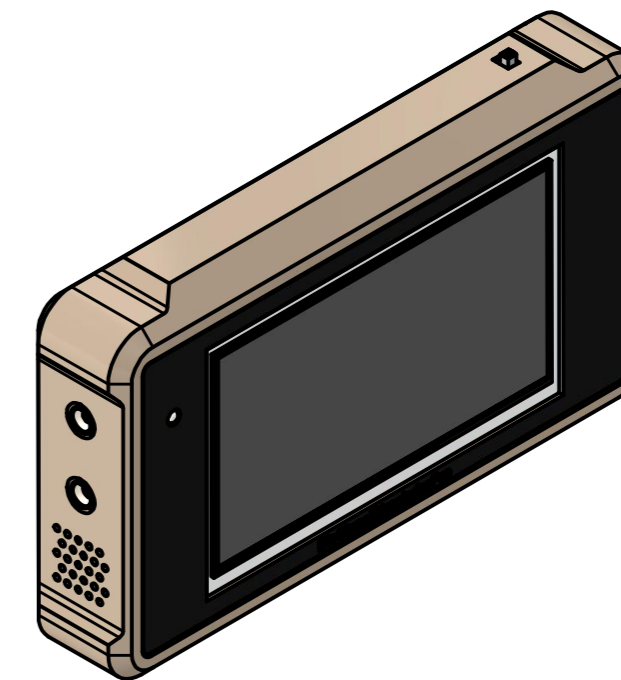
VISUALIZACIÓN DE SEÑALES



Schematic	Placa de generación y control	Create at	2026-01-30
Board	BioSignal Simulator Pro	Update at	2026-01-30
Drawn	Scarlet S,Mata R	Page	Generación y control
Reviewed	Jonathan León	Placa de generación y control	
		Version	Size
		V1.0	A4
		Page 1 Total 1	
		Escuela Superior Politécnica del Litoral	

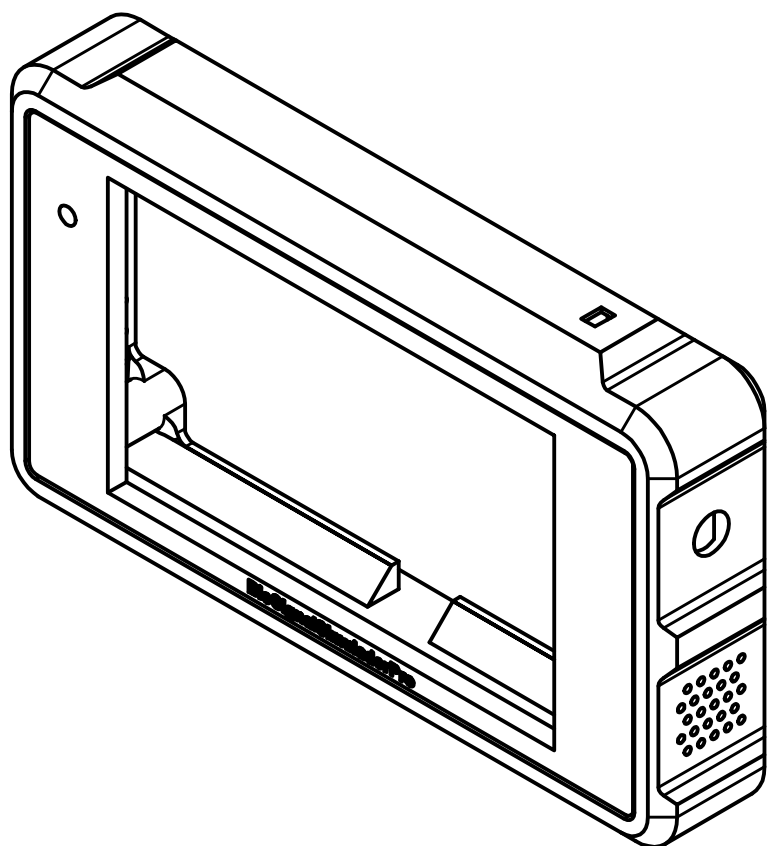
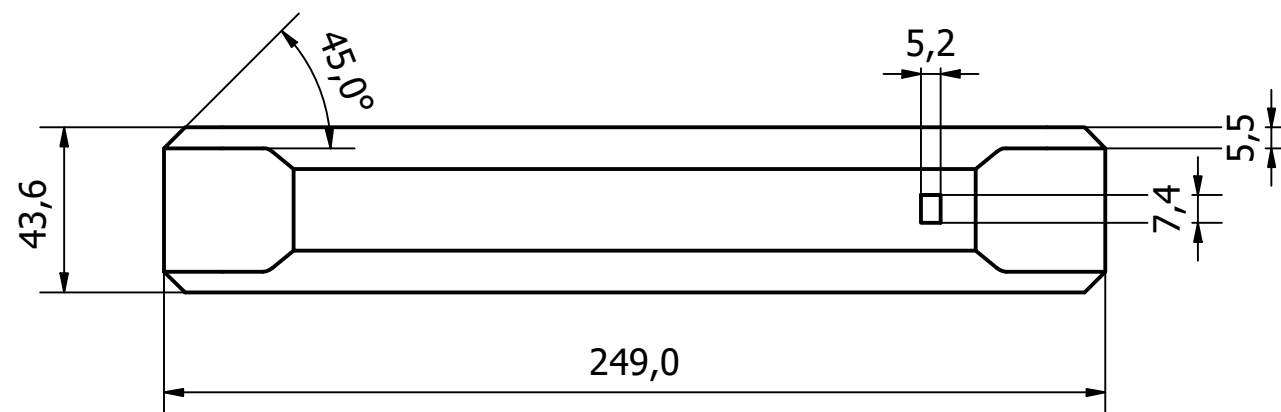
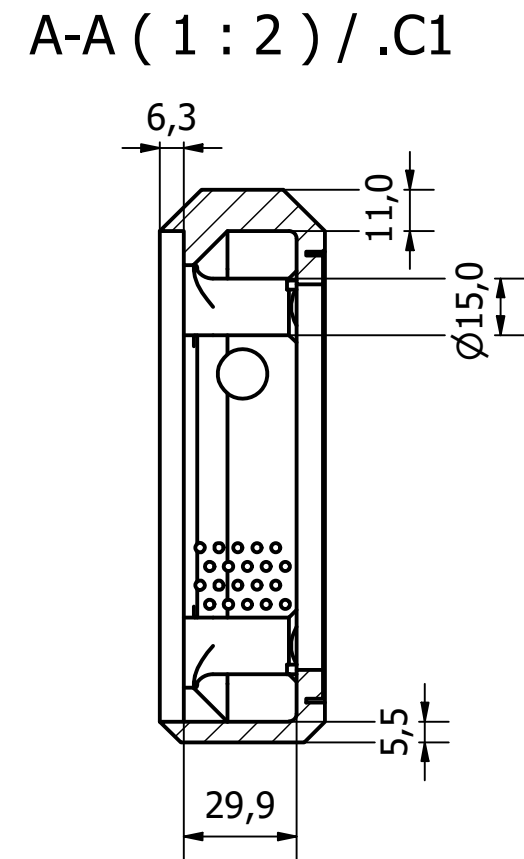
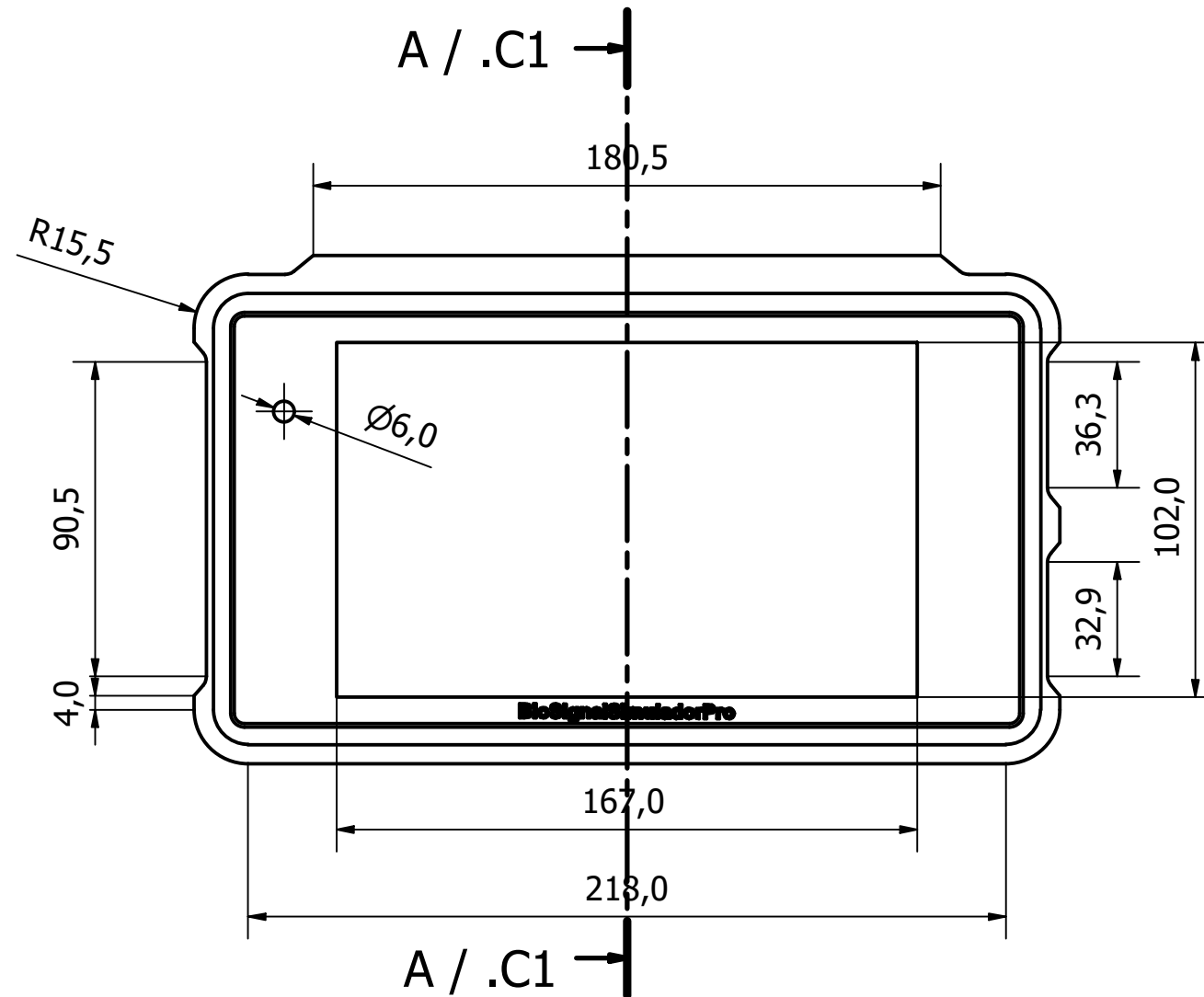
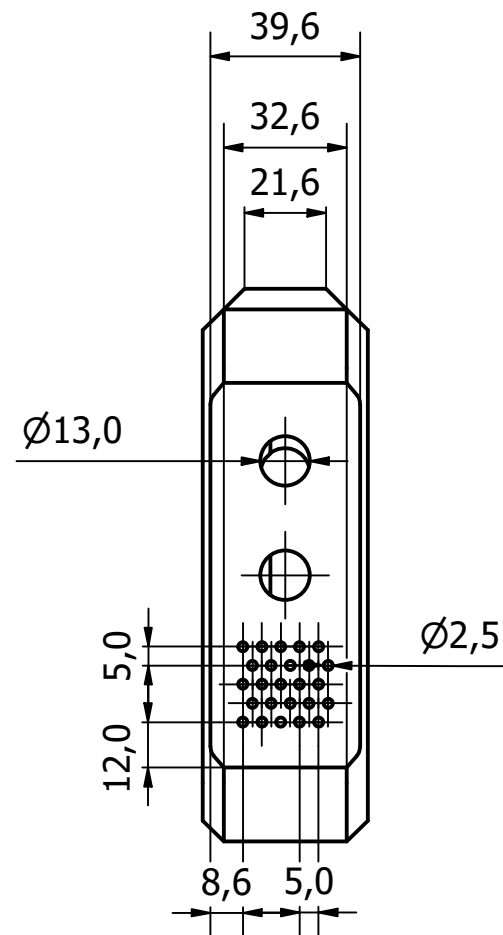


# VISTA EXPLOSIONADA

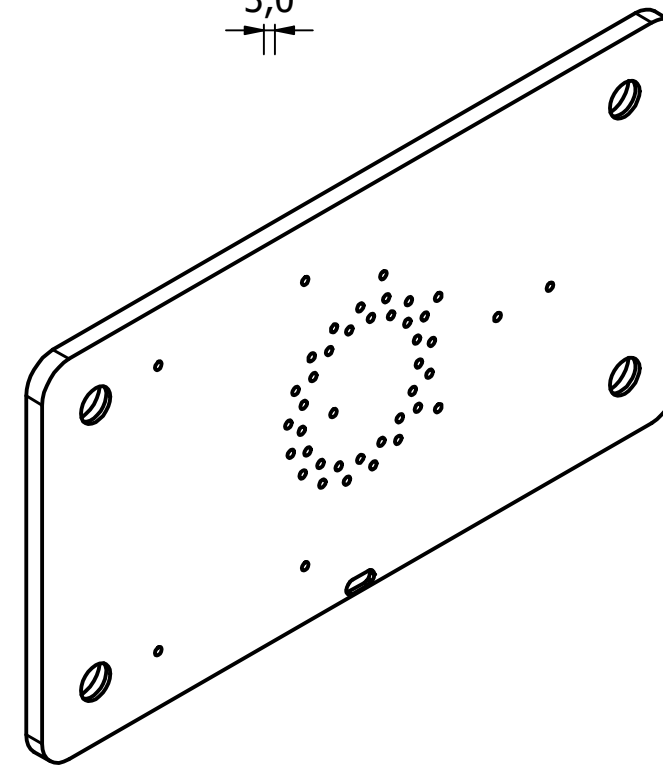
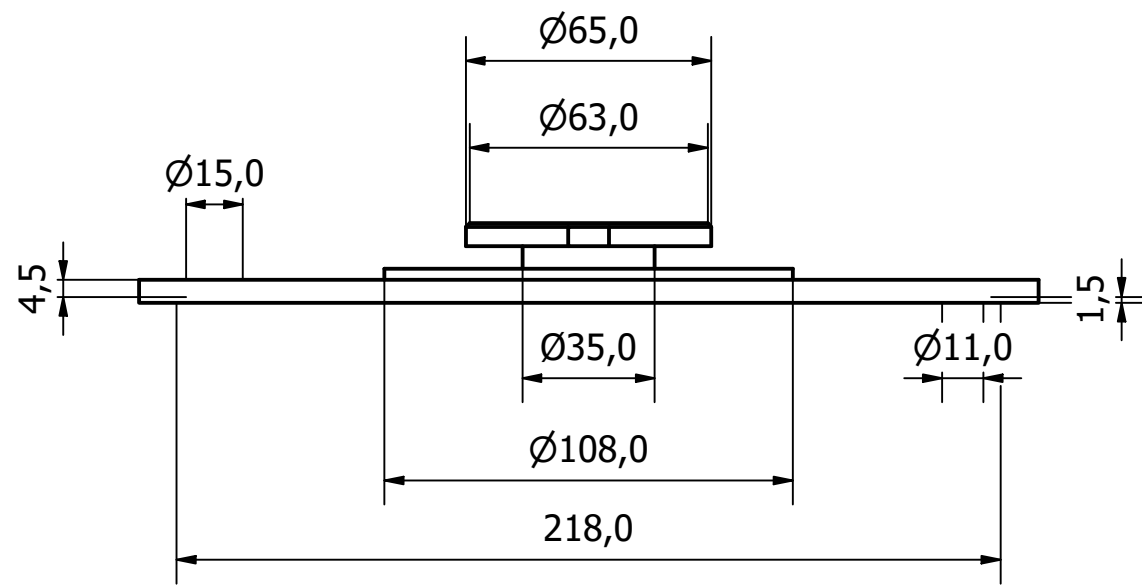
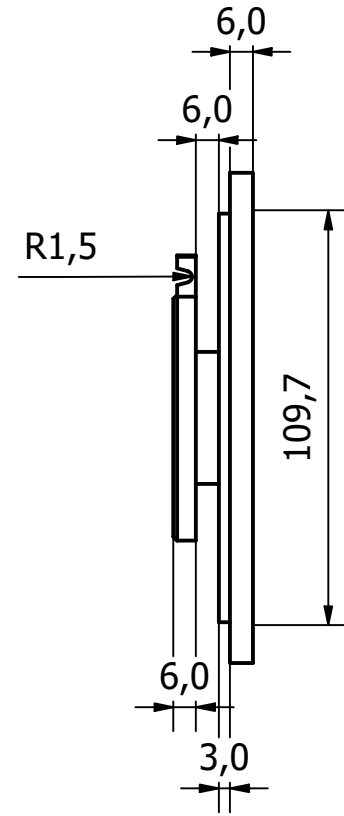
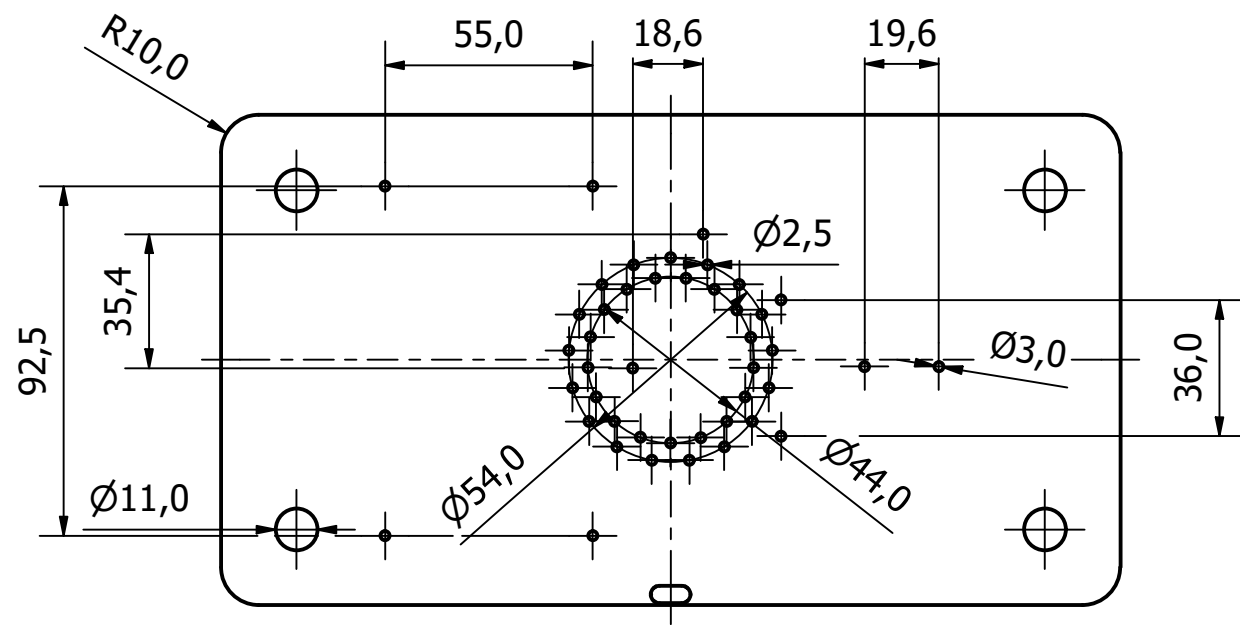


LISTA DE PIEZAS			
ELEMENTO	CTDAD	Nº DE PIEZA	DESCRIPCIÓN
1	1	Carcasa	
2	1	Aro	
3	3	Conector BNC Hembra	
4	1	Switch ON/OFF	
5	2	Bateria LiPo 3.7V 1200mAh	
6	1	Modulo BMS 2S 3A	
7	1	Tapa	
8	1	Portapilas Baterias LiPo	
9	1	Modulo de Carga de Baterias 5V 2A	
10	1	Modulo Step Up	
11	1	PCB de Generacion y Control	
12	1	Pantalla Nextion 7"	
13	1	Led RGB 5mm	
14	12	ISO 7049 - ST2.9 x 6.5 - C - Z	Tornillo de rosca (Chapa)
15	2	ISO 7049 - ST2.2 x 4.5 - C - Z	Tornillo de rosca (Chapa)
16	4	ISO 7049 - ST2.9 x 9.5 - C - Z	Tornillo de rosca (Chapa)
17	4	AS 1427 - M4 x 12	Tornillos métricos para maquinaria ISO

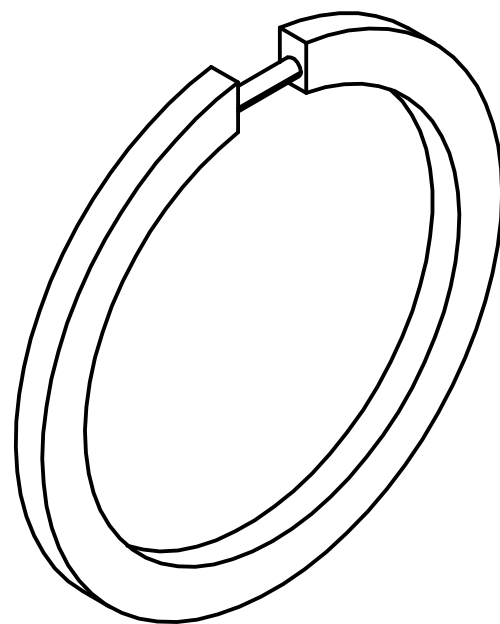
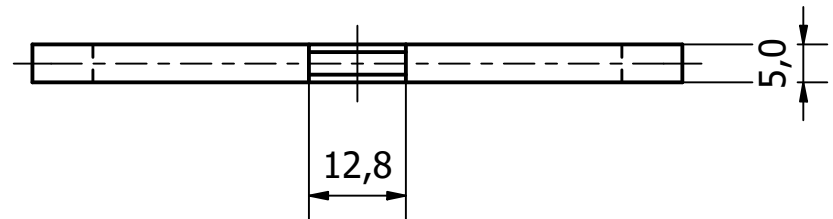
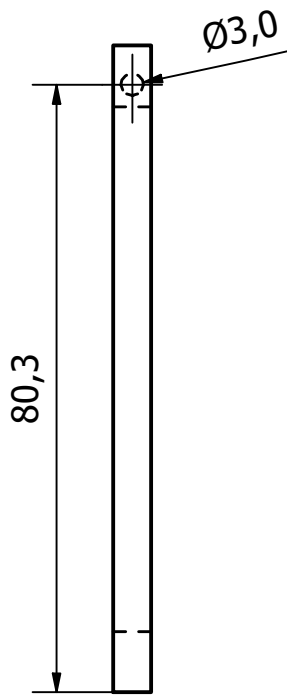
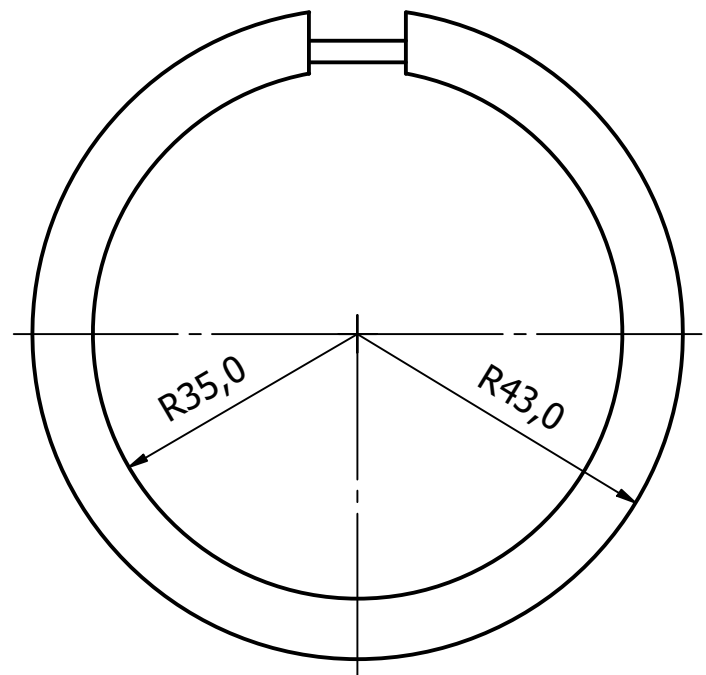
		FECHA	NOMBRES	
DIBUJADO	01/11/2025	Rafael Mata P.		
	01/11/2025	Scarlet Sanchez A.		
DOCENTE		Jorge Hurel, Ph. D		
TAMAÑO	A4	 <b>Escola Superior Politécnica del Litoral</b>		
ESCALA	1:1			
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y CIENCIAS DE LA PRODUCCIÓN				
PROTOTIPO - MATERIA INTEGRADORA			PÁGINA Nº 1	UNIDADES mm



		FECHA	NOMBRES	
DIBUJADO		01/11/2025	Rafael Mata P.	
		01/11/2025	Scarlet Sanchez A.	
DOCENTE			Jorge Hurel, Ph. D	<b>Escuela Superior Politécnica del Litoral</b> FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y CIENCIAS DE LA PRODUCCIÓN
TAMAÑO	A4	CARCASA - MATERIA INTEGRADORA		
ESCALA	1:1			
				PÁGINA N° 1
				UNIDADES mm



	FECHA	NOMBRES	
DIBUJADO	01/11/2025	Rafael Mata P.	
	01/11/2025	Scarlet Sanchez A.	
DOCENTE		Jorge Hurel, Ph. D	
TAMAÑO	A4	TAPA - MATERIA INTEGRADORA	
ESCALA	1:1		
		FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y CIENCIAS DE LA PRODUCCIÓN	
		PÁGINA N° 1	UNIDADES mm



	FECHA	NOMBRES	
DIBUJADO	01/11/2025	Rafael Mata P.	
	01/11/2025	Scarlet Sanchez A.	
DOCENTE		Jorge Hurel, Ph. D	
TAMAÑO	A4	ARO - MATERIA INTEGRADORA	
ESCALA	1:1		
		FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y CIENCIAS DE LA PRODUCCIÓN	
		PÁGINA N° 1	UNIDADES mm