



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE BIOMEDICINA

**REPOTENCIACIÓN DEL SIMULADOR DE ACTIVIDAD CARDÍACA
MEDIANTE LA INTEGRACIÓN DE UN SISTEMA DE
ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN TIEMPO REAL
ORIENTADO A EDUCACIÓN PARA LA SALUD**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES: Pamela Patricia Regalado Sánchez
Jerry Isaac Ordoñez Quijije
TUTOR: Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.

Guayaquil - Ecuador
2026

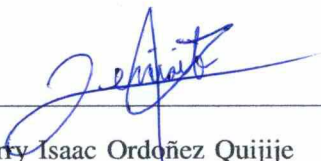
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Jerry Isaac Ordoñez Quijje** con documento de identificación N° **0943655332** y **Pamela Patricia Regalado Sánchez** con documento de identificación N° **0926775560**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Proyecto Técnico: REPOTENCIACIÓN DEL SIMULADOR DE ACTIVIDAD CARDÍACA MEDIANTE LA INTEGRACIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN TIEMPO REAL ORIENTADO A EDUCACIÓN PARA LA SALUD**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomedico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

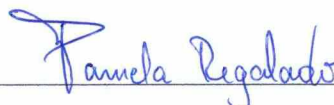
En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 02 de marzo del año 2026

Atentamente,



Jerry Isaac Ordoñez Quijje
0943655332



Pamela Patricia Regalado Sánchez
0926775560

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Jerry Isaac Ordoñez Quijje** con documento de identificación N° **0943655332** y **Pamela Patricia Regalado Sánchez** con documento de identificación N° **0926775560**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

Guayaquil, 02 de marzo del año 2026

Atentamente,



Jerry Isaac Ordoñez Quijje
0943655332




Pamela Patricia Regalado Sánchez
0926775560

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Roberto Gerardo Bayas Toro**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **REPOTENCIACIÓN DEL SIMULADOR DE ACTIVIDAD CARDÍACA MEDIANTE LA INTEGRACIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN TIEMPO REAL ORIENTADO A EDUCACIÓN PARA LA SALUD**, realizado por **Jerry Isaac Ordoñez Quijije** con documento de identificación N° **0943655332** y por **Pamela Patricia Regalado Sánchez** con documento de identificación N° **0926775560**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 02 de marzo del año 2026

Atentamente,



Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.
0940622608

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de titulación a las personas que más me apoyaron en este proceso de estudio y retos, mis padres, Sr. Jerry Ordoñez Zapata y Sra. Susana Quijije Martínez. Y a mi tío, el Sr. Andrés Quijije. Les dedico este logro y no solo este logro, todos los que he tenido y todos los que tendré en el futuro estará dedicado para ellos. Son mis más grande pilar en este tiempo de trabajo y experiencias encontradas y por descubrir, todo este tiempo ellos me han forjado con un aprendizaje único para mí y quiero seguir demostrando los frutos que aún están por aparecer.

A mi tía, la Sra. Elizabeth Zapata y mi tío, el Sr. Franklin Álvarez que me brindaron muchas ayudas y cuidados durante el tiempo de preparación. También a mi prima la Srta. Tatiana Álvarez, dedicarles este logro por la compañía, la ayuda, el cuidado que me brindaron. Con ellos fue posible llegar hasta este punto y espero seguir creciendo aún mucho más con ellos.

Dedicar este gran avance en mi vida a todos mis amigos que me acompañaron desde el inicio de esta jornada de enseñanzas y aprendizaje, ya que gracias a su compañía y a sus ocurrencias se creó una conexión grande donde impulsó mis ganas por el querer avanzar con ellos y llegar lejos juntos, tantos mis amigos que estuvieron desde el principio y a los amigos que encontré en el camino. Con todos ellos hemos crecido juntos y no hemos parado, que siga así por siempre.

Jerry Isaac Ordoñez Quijije

Este trabajo de titulación está dedicado, con todo mi amor y gratitud, a mis padres la Sra. Maria Jos Sánchez y el Sr. Marco Patricio Regalado, quienes desde mis primeros años sembraron en mí valores que hoy sostienen cada uno de mis logros. Gracias por enseñarme con el ejemplo el significado del esfuerzo, la disciplina y la perseverancia. Este logro no es solo mío, es el reflejo de cada sacrificio, cada consejo y cada oportunidad que me brindaron para construir un mejor futuro.

A mi mamita querida la Sra. Maria Luisa Nevarez, por su amor infinito, por sus abrazos que me dieron fuerza en los momentos difíciles y por su cuidado constante desde que era pequeña. Su apoyo incondicional ha sido uno de los pilares más importantes en mi vida, y su presencia ha llenado mi camino de seguridad y ternura. Este logro también lleva su nombre.

A mi otra abuelita la Sra. Ana Niveló Coronel, gracias por estar siempre dispuesta a ayudarme, por su respaldo en momentos clave y por brindarme recursos y ánimo durante esta etapa universitaria. Su apoyo ha sido una bendición en este proceso.

Finalmente a mis hermanas Maria José Regalado y Samantha Regalado, por su cariño sincero, por su compañía y por ser parte fundamental de mi motivación diaria. Saber que cuento con ustedes me ha dado fuerzas para no rendirme.

A cada uno de ustedes, gracias por creer en mí incluso cuando yo dudaba. Este logro es también suyo.

Pamela Patricia Regalado Sánchez

AGRADECIMIENTO

Agradecer a Dios por darme la fortaleza y la voluntad para no parar en esta aventura, toda la fuerza, la ciencia, el conocimiento que él me brinda es especial, gracias a él llegué lejos y no pienso parar con él a mi lado.

Toda esta aventura es gracias a mi familia, no he parado de lograr cosas gracias a ellos, mis padres, mis tíos, mis primos, todos me han brindado su ayuda y su apoyo durante toda este viaje que gracias a ellos siguen escalando mis logros y son aquellos que no dejarán que me rinda ante cualquier obstáculo, agradecer bastante a ellos y poder seguir teniendo aún más cosas de que agradecer a ellos.

El tiempo en este viaje es gracias a mis amigos que jamás se alejaron y siempre siguieron juntos desde el principio y hasta el fin, Edith Córdova, Christopher Navarro, Anthony León, Miguel Vargas y Nelson Bernal. Mis amigos que desde el principio nos apoyamos y llegamos lejos juntos entablamos aventuras lindas en la universidad y fuera de ella. Agradezco mucho su compañía y amistad dado.

Sigo agradeciendo a más de mis amigos que llegaron poco después, los que más cerca tuve porque los encontré en mi grupo de carrera, ellos con los que llegamos a tener experiencias lindas y aventuras locas, gracias a su amistad que nos mantuvo juntos en todo este viaje y que estamos llegando a un punto que es importante para todos nosotros. Jaime Sandoval, Joel Vera y Pamela Regalado, este grupo de amigos son de los más importantes de mi vida y agradezco el amor y la amistad que hemos compartido juntos, solo espero poder seguir teniendo aún más aventuras juntos y no parar de disfrutar de la vida juntos.

El más grande agradecimiento es para mi compañera de tesis y una de las mejores amigas que he tenido, Pamela Regalado Sánchez, gracias a ella he podido aprender a trabajar en sintonía con una chica muy trabajadora y llena de ganas de salir adelante. Trabajar juntos es una de las mejores experiencias que estará presente en mí por un largo tiempo. Sé que de aquí tanto ella como yo seguiremos creciendo aún en la vida y sé que gracias a ella me llevaré experiencias y aprendizajes que me servirán a futuro.

También agradecer a la Universidad Politécnica Salesiana, gracias a ellos he logrado llegar a un punto lejos, así mismo un gran agradecimiento a los docentes de la carrera de Biomedicina que nos brindaron todo su conocimiento para poder efectuarlo en nuestra vida profesional.

Expresar mi más grande agradecimiento al Ing. Roberto Bayas Toro, gracias por su esfuerzo y enseñanzas que nos brindó durante el desarrollo de nuestro proyecto de titulación. Sus consejos y enseñanzas nos guió a poder entregar un trabajo completo y en buena calidad.

Jerry Isaac Ordoñez Quijije

En primer lugar, agradezco a Dios por todas las bendiciones que me ha otorgado a lo largo de este tiempo, por guiarme por un buen camino y darme la fortaleza necesaria para culminar esta etapa tan importante de mi vida.

Detrás de cada logro alcanzado se encuentra el amor y respaldo incondicional de mi familia, a quienes estoy plenamente agradecida. Sin ellos no habría sido posible mantenerme firme y enfocada en mis metas. De manera muy especial, agradezco a mi madre la Sra. María José Sánchez, quien ha sido el pilar fundamental de mi vida, la persona que siempre ha creído en mí incluso en los momentos en que yo dudaba. Gracias por impulsarme a seguir avanzando y por brindarme la oportunidad y la motivación para culminar mis estudios universitarios.

A los amigos que la universidad me regaló durante estos cuatro años de carrera, gracias por acompañarme en momentos de esfuerzo, estrés y alegría. Su apoyo, compañerismo y confianza hicieron que este camino fuera más

llevadero y significativo.

De igual manera, agradezco a mi pareja, por recordarme constantemente que soy capaz de alcanzar mis metas, incluso cuando yo misma no lo creía. Sus palabras de ánimo fueron un impulso esencial en este proceso.

Este logro tampoco habría tenido el mismo significado sin el compromiso y la dedicación de mi compañero de tesis Jerry Ordoñez Quijije. Desde nuestros primeros trabajos en equipo sabíamos que podríamos enfrentar juntos este reto. Trabajar a su lado ha sido una experiencia enriquecedora, llena de aprendizaje mutuo y crecimiento profesional del cual estoy muy agradecida.

Mi gratitud se extiende a la Universidad Politécnica Salesiana, especialmente a la carrera de Biomedicina, por brindarme una formación integral a través de docentes que han compartido su conocimiento y experiencia, preparándome para asumir con responsabilidad mi futuro profesional.

Finalmente, expreso mi sincero agradecimiento al Ing. Roberto Bayas Toro, por su guía, paciencia y acompañamiento constante durante el desarrollo de este trabajo de titulación. Su orientación fue fundamental para mejorar, corregir errores y culminar con éxito este proyecto.

Pamela Patricia Regalado Sánchez

RESUMEN

El presente proyecto elaborado por los estudiantes de la carrera de biomedicina de la segunda cohorte, consistió en la repotenciación de un simulador de actividad cardíaca previamente desarrollado, mediante la incorporación de un módulo de adquisición electrocardiográfica basado en electrodos de superficie, etapas de amplificación y filtrado, y microcontroladores Arduino para el procesamiento digital de la señal. Esta intervención permitió transformar un sistema originalmente basado en señales predefinidas en una plataforma capaz de captar y procesar la señal eléctrica cardíaca real del usuario en tiempo real.

La señal adquirida fue acondicionada digitalmente, utilizada para el cálculo de la frecuencia cardíaca (BPM) y visualizada en una interfaz gráfica interactiva desarrollada en entorno Nextion. Simultáneamente, los valores detectados fueron convertidos en parámetros mecánicos de activación, sincronizando el trazado electrocardiográfico con el movimiento electromecánico del modelo cardíaco existente. De esta manera, se estableció una relación directa entre la actividad eléctrica registrada y la contracción mecánica simulada, incorporando el concepto de biofeedback al sistema original.

Metodológicamente, el proceso incluyó fases de análisis del simulador base, diseño del subsistema de adquisición ECG, integración electrónica, programación de firmware en los microcontroladores, adaptación estructural y validación funcional del prototipo repotenciado. Asimismo, se implementaron mejoras en la arquitectura electrónica para permitir la comunicación eficiente entre los subsistemas de adquisición, procesamiento, visualización y actuación mecánica.

Los resultados evidenciaron una captura estable de la señal electrocardiográfica en tiempo real, un cálculo consistente de la frecuencia cardíaca y una correcta conversión de la frecuencia detectada en intervalos de activación mecánica. La comparación entre el modo de simulación predefinido y el modo de adquisición real demostró ventajas significativas en términos de variabilidad fisiológica, interactividad y valor pedagógico.

Se concluye que la repotenciación del simulador original mediante la integración de señales bioeléctricas reales constituye una estrategia técnicamente viable que fortalece el aprendizaje significativo, la alfabetización sanitaria y la comprensión práctica de la fisiología cardiovascular, evidenciando el aporte de la ingeniería biomédica en entornos educativos y preventivos.

Palabras claves: Simulador cardíaco, repotenciación tecnológica, señales bioeléctricas, electrocardiografía (ECG), adquisición en tiempo real, biofeedback, educación para la salud.

ABSTRACT

This project prepared by the students of the second cohort of the biomedical engineering program, focused on the repowering of a previously developed cardiac activity simulator through the integration of a real-time electrocardiographic (ECG) acquisition subsystem. The original simulator operated using predefined simulated signals; therefore, the intervention aimed to enhance its functionality by incorporating surface electrodes, signal amplification and filtering stages, and Arduino-based microcontroller processing to capture and condition real cardiac bioelectrical signals from the user.

The acquired ECG signal was digitally processed for heart rate (BPM) detection and displayed on an interactive graphical interface developed in the Nextion environment. Simultaneously, the detected frequency values were converted into mechanical activation intervals, enabling synchronization between the real-time ECG waveform and the electromechanical movement of the existing mechanical heart model. This integration introduced a biofeedback-based interaction, transforming the simulator from a static demonstration tool into a dynamic educational platform capable of reflecting physiological variability.

Methodologically, the project included analysis of the base simulator, design of the ECG acquisition module, electronic integration, firmware programming, structural adaptation, and functional validation of the repowered prototype. Improvements were implemented to optimize communication between acquisition, processing, visualization, and mechanical actuation subsystems.

The results demonstrated stable real-time ECG capture, consistent heart rate detection, and accurate synchronization between electrical activity and mechanical contraction. The comparison between simulated and real acquisition modes highlighted improvements in physiological variability representation, interactivity, and pedagogical value.

It is concluded that the repowering of the original simulator through real bioelectrical signal integration represents a technically feasible strategy to strengthen meaningful learning, health literacy, and cardiovascular physiology understanding in educational and preventive contexts.

Keywords: Cardiac simulator, technological repowering, bioelectrical signals, electrocardiography (ECG), real-time acquisition, biofeedback, health education.

ÍNDICE

I.	Introducción	1
II.	Problema	2
III.	Justificación	3
IV.	Objetivos	4
IV-A.	Objetivo general	4
IV-B.	Objetivos específicos	4
V.	Marco Teórico	5
V-A.	Fisiología cardíaca, electrocardiografía y señales bioeléctricas	5
V-A1.	Fisiología bioeléctrica del corazón	5
V-A2.	Electrocardiografía como herramienta de registro eléctrico	7
V-A3.	Señales bioeléctricas: naturaleza y características	7
V-A4.	Importancia de la adquisición real	8
V-B.	Sistema de conducción cardíaca y relevancia del tiempo real en educación	9
V-B1.	Componentes del sistema de conducción	9
V-B2.	Relación entre señales eléctricas y contracción mecánica	10
V-B3.	Visualización del ritmo en tiempo real como estrategia didáctica	11
V-B4.	Modulación del sistema nervioso autónomo	11
V-C.	Señal ECG: componentes, simulación y transición hacia biofeedback real	12
V-C1.	Componentes tradicionales del ECG	12
V-C2.	Simulación basada en modelos matemáticos	12
V-C3.	Limitaciones educativas de la simulación tradicional	14
V-C4.	Transición hacia adquisición real	15
V-D.	Interfaz gráfica y visualización de señales fisiológicas	15
V-D1.	Conceptualización de la interfaz gráfica en sistemas biomédicos	15
V-D2.	Visualización de señales fisiológicas en tiempo real	16
V-D3.	Elementos esenciales en una interfaz de visualización de ECG	16
V-D4.	Usabilidad y ergonomía en interfaces biomédicas	16
V-D5.	Interactividad basada en biofeedback	17
V-D6.	Importancia educativa y contribución a la alfabetización sanitaria	17
V-D7.	Valor preventivo y motivacional en el uso de interfaces	18
V-E.	Educación para la salud y simuladores biomédicos	18
V-F.	Tecnologías biomédicas con fines pedagógicos	19
V-F1.	Ventajas de la tecnología biomédica educativa	20
V-G.	Ingeniería biomédica, salud pública y alfabetización sanitaria	20
V-G1.	Tecnologías para promover salud pública	21
V-G2.	Aporte de los simuladores interactivos cardiovasculares	22
V-H.	Plataformas de hardware y componentes electrónicos en simuladores biomédicos educativos	23
V-H1.	Plataformas de microcontroladores en sistemas biomédicos educativos	23
V-H2.	Módulos de adquisición de señales bioeléctricas en simuladores educativos	24
V-H3.	Electrodos y sistemas de contacto bioeléctrico	25
V-H4.	Actuadores mecánicos (servomotores) para simulación física	26
V-H5.	Fuente de alimentación y seguridad eléctrica	26

VI. Marco Metodológico	27
VI-A. Enfoque y modalidad de la investigación	27
VI-B. Población objetivo	27
VI-C. Técnicas e instrumentos de recolección de datos	28
VI-D. Procedimiento metodológico y desarrollo del prototipo	29
VI-D1. Fase de análisis	29
VI-D2. Componentes y materiales del sistema	32
VI-D3. Fase de diseño del sistema de adquisición electrocardiográfica	34
VI-D4. Fase de adquisición de la señal	36
VI-D5. Fase de integración electrónica del sistema	40
VI-D6. Fase de desarrollo de la interfaz gráfica y visualización	45
VI-E. Diseño del instrumento de validación	50
VI-E1. Diseño y operacionalización del instrumento de validación	50
VI-E2. Aplicación del instrumento y procedimiento de validación	51
VI-E3. Método de análisis de datos	51
VI-F. Diseño y construcción del prototipo final	51
VI-F1. Ensamblaje del mecanismo	51
VI-F2. Caja de conexiones	52
VI-F3. Caja de acrílico	53
VI-G. Consideraciones éticas	54
VII. Resultados	55
VII-A. Resultados del subsistema de adquisición bioeléctrica	55
VII-A1. Captura de la señal electrocardiográfica en tiempo real	55
VII-A2. Procesamiento y estabilidad de la señal adquirida	56
VII-B. Resultados de la integración electrónica del sistema repotenciado	58
VII-B1. Arquitectura electrónica implementada	58
VII-B2. Validación funcional de la integración electrónica	59
VII-C. Resultados del comportamiento electromecánico	60
VII-C1. Generación de latido mecánico basado en frecuencia cardíaca real	60
VII-C2. Respuesta dinámica ante variaciones de la señal bioeléctrica	62
VII-D. Estado funcional del prototipo integrado	63
VII-D1. Integración operativa del sistema completo	63
VII-E. Resultados de la visualización e interfaz gráfica	64
VII-E1. Representación de parámetros en tiempo real	64
VII-E2. Validación visual del comportamiento dinámico	65
VII-E3. Resultados del subsistema móvil de visualización	67
VII-F. Comparación entre el simulador original y el sistema repotenciado	70
VII-F1. Análisis comparativo estructurado	70
VII-G. Resultados de la validación técnica y educativa	70
VII-G1. Operatividad técnica	71
VII-G2. Funcionalidad e integración tecnológica	72
VII-G3. Impacto educativo	73
VII-G4. Utilidad y recomendación	74
VIII. Cronograma	76
IX. Presupuesto	77
X. Conclusiones	78

XI. Recomendaciones	79
Referencias	80
XII. Anexos	84

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Sistema de conducción eléctrica del corazón [8].	6
2.	Modelos computacionales de arritmias en un corazón estructuralmente realista [31].	13
3.	Representación conceptual de los modelos computacionales utilizados en electrofisiología cardíaca [33].	14
4.	El arduino como núcleo de control y adquisición de señales bioeléctricas [66].	24
5.	Electrodos superficiales utilizados para la adquisición no invasiva [66].	25
6.	Simulador cardíaco original utilizado como base para el proceso de repotenciación [73].	30
7.	Flujo funcional. Fuente: Autor propio.	31
8.	Fragmento del algoritmo implementado en el Arduino Nano para la detección de latidos y cálculo de la frecuencia cardíaca en tiempo real. Fuente: Autor Propio.	37
9.	AD82332 módulo ECG. Fuente: Autor Propio.	38
10.	Microcontrolador Arduino NANO. Fuente: Autor Propio.	38
11.	Conexión Nano + ECG en protoboard. Fuente: Autor Propio.	38
12.	Registro de señal electrocardiográfica en tiempo real visualizada en plotter. Fuente: Autor Propio. . .	40
13.	Arquitectura electrónica del simulador cardíaco [73].	41
14.	Arduino UNO [73].	41
15.	Nextion NX4827T043 [73].	42
16.	Integración del subsistema de adquisición electrocardiográfica al simulador cardíaco. Fuente: Autor Propio.	43
17.	Registro en el Monitor Serial del Arduino UNO mostrando la recepción de valores BPM transmitidos por el Arduino Nano mediante comunicación serial. Fuente: Autor Propio.	44
18.	Nextion Editor. Fuente: Autor Propio.	45
19.	Interfaz gráfica del simulador cardíaco original [73].	46
20.	Interfaz gráfica del modo ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.	47
21.	Configuración estructural de la interfaz gráfica del modo ECG en el entorno Nextion Editor, mostrando la página de diseño y las propiedades de los componentes n0 (Number) y s0 (Waveform). Fuente: Autor Propio.	48
22.	ESP8266. Fuente: Autor Propio.	49
23.	Diseño y ensamblaje del corazón en PETG [73].	52
24.	Ensamblaje del corazón mejorado. Fuente: Autor Propio.	52
25.	Diseño de la caja de conexiones [73].	53
26.	Ensamblaje del acrílico protector [73].	53
27.	Ensamblaje del acrílico colocado. Fuente: Autor Propio.	54
28.	Configuración de adquisición ECG mediante electrodos superficiales en voluntario adulto. Fuente: Autor propio.	55
29.	Sistema repotenciado en operación mostrando sincronización entre señal ECG en tiempo real y activación mecánica del modelo cardíaco. Fuente: Autor propio.	55
30.	Registro de señal electrocardiográfica adquirida en tiempo real durante pruebas experimentales. Fuente: Autor Propio.	56
31.	Implementación del filtrado digital de primer orden (pasa-bajos y pasa-altos) en el Arduino Nano para el acondicionamiento de la señal ECG. Fuente: Autor Propio.	57
32.	Cálculo de energía por diferencias y actualización del umbral adaptativo (suavizado exponencial) para detección de eventos de latido en el Arduino Nano. Fuente: Autor Propio.	57
33.	Arquitectura electrónica implementada. Fuente: Autor Propio.	59
34.	Captura del Monitor Serial BPM. Fuente: Autor Propio.	60
35.	Implementación de la conversión inversa entre frecuencia cardíaca (BPM) y período mecánico en el firmware del Arduino UNO. Fuente: Autor Propio.	61
36.	Contracción y relajación del corazón mecánico y señal real captada. Fuente: Autor Propio.	62
37.	Comparativa gráfico con BPM detectado. Fuente: Autor Propio.	62
38.	Flujo operativo del sistema durante pruebas experimentales. Fuente: Autor propio.	63

39.	Prototipo en operación durante pruebas experimentales con usuario conectado al sistema ECG en tiempo real. Fuente: Autor propio.	64
40.	Interfaz gráfica en modo ECG en tiempo real mostrando el valor de BPM detectado y el trazado sincronizado. Fuente: Autor Propio.	65
41.	Interfaz gráfica mostrando la separación entre modo simulación y modo ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.	66
42.	Interfaz gráfica preparación para el modo ECG Real. Fuente: Autor Propio.	66
43.	Interfaz gráfica ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.	67
44.	Conexión del dispositivo móvil a la red local generada por el ESP8266. Fuente: Autor Propio.	67
45.	Respuesta del servidor HTTP embebido en formato JSON. Fuente: Autor Propio.	68
46.	Interfaz móvil mostrando monitoreo y los diferentes modos. Fuente: Autor Propio.	68
47.	Visualización simultánea del ECG en pantalla embebida del simulador. Fuente: Autor Propio.	69
48.	Operatividad técnica primera pregunta. Fuente: Autor Propio.	71
49.	Operatividad técnica segunda pregunta. Fuente: Autor Propio.	72
50.	Operatividad técnica tercera pregunta. Fuente: Autor Propio.	72
51.	Funcionalidad e integración tecnológica cuarta pregunta. Fuente: Autor Propio.	72
52.	Funcionalidad e integración tecnológica quinta pregunta. Fuente: Autor Propio.	73
53.	Funcionalidad e integración tecnológica sexta pregunta. Fuente: Autor Propio.	73
54.	Impacto educativo séptima pregunta. Fuente: Autor Propio.	73
55.	Impacto educativo octava pregunta. Fuente: Autor Propio.	74
56.	Utilidad y recomendación novena pregunta. Fuente: Autor Propio.	74
57.	Utilidad y recomendación décima pregunta. Fuente: Autor Propio.	75
58.	Arquitectura electrónica implementada en el sistema repotenciado. Fuente: Autor Propio.	89
59.	Conexión Nano + ECG en protoboard. Fuente: Autor Propio.	90
60.	Interfaz gráfica mostrando la separación entre modo simulación y modo ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.	90
61.	Interfaz gráfica preparación para el modo ECG Real. Fuente: Autor Propio.	90
62.	Interfaz gráfica ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.	91
63.	Configuración de adquisición ECG mediante electrodos superficiales en voluntario adulto. Fuente: Autor propio.	91
64.	Prototipo en operación durante pruebas experimentales con usuario conectado al sistema ECG en tiempo real. Fuente: Autor propio.	91

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Comparación entre señal simulada y señal real. Fuente: Autor Propio.	9
II.	Principales ventajas de la tecnología biomédica en entornos educativos. Fuente: Autor Propio.	20
III.	Comparación entre tecnologías tradicionales y tecnologías interactivas aplicadas a la salud pública. Fuente: Autor Propio.	22
IV.	Comparación entre métodos tradicionales y simuladores interactivos cardiovasculares. Fuente: Autor Propio.	23
V.	Técnicas e instrumentos utilizados en la recolección de datos. Fuente: Autor Propio.	28
VI.	Limitaciones técnicas y educativas del simulador cardíaco existente. Fuente: Autor Propio.	30
VII.	Componentes del simulador cardíaco original. Fuente: Autor Propio.	33
VIII.	Componentes incorporados para la repotenciación del simulador cardíaco. Fuente: Autor Propio.	34
IX.	Criterios de diseño del sistema de adquisición electrocardiográfica. Fuente: Autor Propio.	36
X.	Etapas del procesamiento digital implementado en el Arduino Nano. Fuente: Autor Propio.	37
XI.	Resumen de pruebas de adquisición realizadas. Fuente: Autor propio.	39
XII.	Flujo de señales entre los subsistemas del simulador cardíaco repotenciado. Fuente: Autor Propio.	44
XIII.	Parámetros técnicos de adquisición y comunicación del subsistema móvil. Fuente: Autor Propio.	49
XIV.	Distribución funcional de los subsistemas en la arquitectura móvil. Fuente: Autor Propio.	49
XV.	Operacionalización de la variable para la validación del simulador repotenciado. Fuente: Autor Propio.	50
XVI.	Parámetros de procesamiento en la señal ECG. Fuente: Autor Propio.	58
XVII.	Flujo de datos y funciones de los subsistemas del prototipo repotenciado. Fuente: Autor Propio.	59
XVIII.	Conversión de frecuencia cardíaca detectada a intervalo mecánico de activación. Fuente: Autor Propio.	61
XIX.	Parámetros de actualización de la interfaz gráfica. Fuente: Autor Propio.	65
XX.	Pruebas de validación funcional de la aplicación móvil. Fuente: Autor Propio.	69
XXI.	Comparación técnica entre el simulador cardíaco original y el sistema repotenciado desarrollado. Fuente: Autor Propio.	70
XXII.	Resultados promedio por dimensión evaluada. Fuente: Autor Propio.	71
XXIII.	Presupuesto	77

I. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares continúan posicionándose como una de las principales causas de morbilidad y mortalidad a nivel mundial, lo que evidencia la necesidad de fortalecer las estrategias de prevención, concientización y educación para la salud. En este contexto, la comprensión del funcionamiento del sistema cardiovascular y, particularmente, de la actividad eléctrica del corazón, constituye un pilar fundamental para promover conductas saludables y fomentar la alfabetización sanitaria en la población.

Tradicionalmente, la enseñanza de la fisiología cardíaca y la electrocardiografía se ha sustentado en metodologías teóricas o en el uso de simuladores basados en señales pregrabadas o modelos matemáticos. Si bien estas herramientas han contribuido al aprendizaje conceptual, presentan limitaciones significativas al no reflejar la variabilidad fisiológica real ni la respuesta dinámica del organismo frente a estímulos cotidianos como el estrés, la respiración o la actividad física. Esta brecha entre la teoría y la experiencia vivencial dificulta la construcción de un aprendizaje significativo y limita el potencial pedagógico de los recursos disponibles.

Ante esta problemática, la presente investigación propone la repotenciación de un simulador de actividad cardíaca previamente desarrollado, mediante la integración de un sistema de adquisición de señales bioeléctricas en tiempo real. Esta incorporación permite captar la señal electrocardiográfica del usuario a través de electrodos de superficie, procesarla mediante módulos electrónicos especializados y visualizarla de manera dinámica en una interfaz gráfica interactiva. De esta forma, el simulador deja de operar únicamente con patrones simulados y pasa a convertirse en una plataforma de biofeedback que vincula la actividad eléctrica real del corazón con la representación mecánica del latido.

La repotenciación propuesta no solo representa una mejora técnica respecto al simulador original, sino también un avance conceptual en la integración de tecnología biomédica con fines pedagógicos y preventivos. Al transformar un sistema estático en una plataforma interactiva basada en biofeedback, se fortalece su pertinencia educativa, su aplicabilidad en entornos formativos y su contribución a la alfabetización sanitaria.

II. PROBLEMA

En la actualidad, uno de los desafíos más relevantes dentro de la educación para la salud radica en la falta de recursos pedagógicos accesibles e interactivos que permitan comprender, de manera visual y en tiempo real, cómo los hábitos cotidianos influyen en la salud cardiovascular. Las estrategias educativas tradicionales, basadas principalmente en la teoría, no logran transmitir de forma efectiva la relación entre los comportamientos diarios y el funcionamiento del corazón. De acuerdo con la *European Heart Journal of Oxford Academic*, fomentar la conciencia sobre las enfermedades del corazón mediante herramientas comunicacionales y tecnológicas es esencial para reducir los factores de riesgo y promover conductas saludables entre la población [1].

Pese a los avances en dispositivos médicos de monitoreo cardíaco, la mayoría de ellos se encuentran orientados al entorno clínico y no han sido diseñados con fines educativos o preventivos, lo que limita su aplicación en programas de educación sanitaria. Según *NPJ Cardiovascular Health*, la mayoría de los dispositivos portátiles y monitores cardíacos continúan centrados en el diagnóstico médico, sin considerar su potencial en la formación y concientización de la población [2]. De forma similar, *Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI)* destaca que, a pesar del crecimiento de las tecnologías móviles y sensores, su integración en entornos no clínicos y educativos sigue siendo un desafío debido a la falta de diseño pedagógico y accesibilidad [3].

Esta carencia impide que los individuos comprendan cómo el estrés, la actividad física o el reposo influyen directamente en la frecuencia cardíaca y el rendimiento del sistema cardiovascular. Según un estudio publicado en *Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI)*, a pesar del avance de los dispositivos portátiles y aplicaciones móviles orientadas a la salud, aún existen barreras relacionadas con la accesibilidad, la interpretación de datos y la usabilidad por parte de la población general, lo cual limita su utilidad como herramientas de educación sanitaria y concientización [4].

Por otra parte, la literatura reciente en salud pública subraya que la alfabetización sanitaria (*health literacy*) es un componente fundamental para mejorar la autogestión y la prevención de enfermedades crónicas. Según *European Journal of Preventive Cardiology of Oxford Academic* señala que una comprensión adecuada de la fisiología cardíaca y de los factores que afectan al ritmo del corazón es determinante para que las personas adopten hábitos saludables y reduzcan los riesgos cardiovasculares [5]. Sin embargo, la falta de recursos visuales e interactivos que vinculen la actividad eléctrica con la respuesta anatómica del corazón limita tanto el aprendizaje significativo, como la motivación del público general para cuidar su salud cardíaca.

III. JUSTIFICACIÓN

La presente propuesta se basa en la repotenciación del simulador cardíaco elaborado por los estudiantes de la carrera de biomedicina de la segunda cohorte, incorporando un sistema de adquisición de señales bioeléctricas en tiempo real para la visualización didáctica y dinámica de la frecuencia cardíaca. El proyecto busca integrar la ingeniería biomédica con conceptos de educación para la salud, convirtiendo a esta herramienta de aprendizaje capaz de facilitar la comprensión de los principios de la electrofisiología cardíaca y su relación con la respuesta corporal. Además, el dispositivo está orientado a la concientización en salud cardiovascular, ya que permite la visualización inmediata de la actividad bioeléctrica cardíaca, facilitando la comprensión del comportamiento eléctrico del corazón y su relación con el estado fisiológico del usuario.

En este sentido, la propuesta se fundamenta en el uso pedagógico de la tecnología biomédica como medio de sensibilización y aprendizaje. La toma de señales bioeléctricas en tiempo real permitirá que el dispositivo se convierta en una plataforma interactiva de educación cardiovascular en tiempo real, capaz de conectar el conocimiento científico con la experiencia personal del usuario. Así, se contribuye a la innovación tecnológica y la educación sanitaria, fortaleciendo tanto la retención del conocimiento, la interiorización de hábitos saludables y la concientización social frente a las enfermedades del corazón.

Asimismo, la educación para la salud representa un componente esencial en la promoción del bienestar y la prevención de enfermedades cardiovasculares, las cuales, según ScienceDirect, continúan siendo la principal causa de muerte en el mundo [6]. En este contexto, la concientización social sobre el impacto de los hábitos cotidianos en la función cardíaca se convierte en una necesidad prioritaria. Ante esta situación, la ingeniería biomédica, como disciplina que integra la tecnología con las ciencias de la salud, aporta las bases científicas y técnicas necesarias para desarrollar este tipo de soluciones. De esta manera, el proyecto no solo contribuye al ámbito tecnológico, sino que también fortalece la alfabetización sanitaria (health literacy).

En suma, el proyecto se justifica por su pertinencia educativa, tecnológica y social. Representa una oportunidad para democratizar el conocimiento sobre la fisiología cardíaca, fomentar la prevención desde la experiencia directa y evidenciar el potencial transformador de la ingeniería biomédica en la mejora de la calidad de vida de las personas.

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

- Repotenciar el simulador de actividad cardíaca mediante la integración de un sistema de adquisición de señales bioeléctricas en tiempo real orientado a la educación para la salud.

IV-B. Objetivos específicos

- Diseñar un sistema de adquisición de señales bioeléctricas que se acople al simulador usando filtros, electrodos, microcontroladores y software nextion.
- Implementar mejoras en el aspecto físico del simulador, optimizando su estructura e integrando conceptos de ergonomía y bioseguridad.
- Desarrollar una aplicación para la visualización de las señales bioeléctricas en tiempo real.
- Validar la funcionalidad y pertinencia educativa del simulador repotenciado mediante la elaboración de prácticas para estudiantes de Biomedicina.

V. MARCO TEÓRICO

V-A. Fisiología cardíaca, electrocardiografía y señales bioeléctricas

V-A1. *Fisiología bioeléctrica del corazón:* El corazón funciona como una bomba miogénica gracias a un sistema de conducción especializado que genera y distribuye impulsos eléctricos capaces de coordinar la contracción muscular. El nodo sinoauricular (SA) actúa como marcapasos fisiológico debido a su capacidad de despolarización espontánea, generada por el flujo gradual de iones a través de canales de sodio y calcio. Este automatismo origina la frecuencia cardíaca basal [7].

La actividad eléctrica del corazón es el fundamento que permite su contracción rítmica y coordinada. Esta bioelectricidad se genera de manera autónoma gracias a células especializadas capaces de producir y conducir impulsos eléctricos sin estímulos externos. Dichos procesos dependen del flujo controlado de iones principalmente sodio, potasio y calcio a través de la membrana celular, lo que origina variaciones de potencial conocidas como potenciales de acción cardíacos, esenciales para iniciar cada ciclo cardíaco [8].

El corazón cuenta con un sistema especializado de conducción que coordina su activación eléctrica. El nodo sinoauricular (SA) funciona como marcapasos natural al generar impulsos que se distribuyen por las aurículas y alcanzan el nodo auriculoventricular (AV). Desde este punto, la señal se conduce a través del Haz de His y la red de Purkinje, asegurando una despolarización ventricular organizada. Esta actividad eléctrica ordenada es la que permite que las cavidades cardíacas se contraigan de manera eficiente y mantengan el flujo sanguíneo hacia la circulación pulmonar y sistémica [9].

El comportamiento eléctrico del corazón mantiene una relación directa con los estados fisiológicos del organismo. Factores como estrés, respiración, actividad física o reposo modulan la frecuencia y la variabilidad del ritmo cardíaco mediante la acción del sistema nervioso autónomo. Así, la bioelectricidad cardíaca no solo refleja la función del sistema de conducción, sino también la interacción dinámica entre el corazón y procesos neurofisiológicos externos, lo que convierte a la señal eléctrica en un indicador sensible del estado general del cuerpo [10].

El corazón se comporta como una bomba miogénica autorregulada, cuya actividad rítmica no depende de estímulos nerviosos externos para su inicio, sino de un sistema intrínseco de conducción eléctrica. Este sistema permite la generación espontánea y la propagación organizada de impulsos eléctricos que coordinan la contracción secuencial del miocardio auricular y ventricular. La base de este automatismo reside en células especializadas con propiedades electrofisiológicas únicas, capaces de despolarizarse de manera espontánea y rítmica, garantizando la continuidad del ciclo cardíaco [11].

El nodo sinoauricular (SA) constituye el principal marcapasos fisiológico del corazón, debido a su mayor frecuencia de despolarización espontánea en comparación con otras regiones del sistema de conducción. Este automatismo se origina por la entrada progresiva de iones sodio y calcio a través de canales iónicos específicos durante la fase de despolarización lenta, fenómeno conocido como potencial marcapasos. Como resultado, el nodo SA establece la frecuencia cardíaca basal y sincroniza la activación eléctrica de las aurículas, asegurando una contracción auricular eficaz [12].

La bioelectricidad cardíaca se fundamenta en la generación de potenciales de acción, los cuales surgen a partir del movimiento controlado de iones sodio (Na), potasio (K) y calcio (Ca²) a través de la membrana celular del miocito. Estos flujos iónicos generan cambios transitorios en el potencial eléctrico de la célula, permitiendo la despolarización y posterior repolarización del tejido cardíaco. La secuencia temporal de estos eventos eléctricos constituye la base electrofisiológica del ciclo cardíaco y permite que cada latido se inicie de forma precisa y coordinada [11].

Una vez generado en el nodo sinoauricular, el impulso eléctrico se propaga a través de las aurículas hasta alcanzar el nodo auriculoventricular (AV), el cual introduce un retardo fisiológico que permite el adecuado llenado ventricular. Posteriormente, la señal se conduce rápidamente por el Haz de His, sus ramas derecha e izquierda y la red de fibras de Purkinje, asegurando una despolarización ventricular casi simultánea. Esta organización jerárquica del sistema de conducción es esencial para lograr una contracción ventricular eficiente y un gasto cardíaco adecuado hacia la circulación pulmonar y sistémica [12].

Desde un punto de vista funcional, la actividad eléctrica del corazón se encuentra estrechamente modulada por el sistema nervioso autónomo, el cual ajusta la frecuencia y la variabilidad del ritmo cardíaco en respuesta a las demandas fisiológicas del organismo. La estimulación simpática incrementa la frecuencia cardíaca y la velocidad de conducción, mientras que la estimulación parasimpática ejerce un efecto inhibitorio. Esta interacción dinámica permite que la señal eléctrica cardíaca refleje estados como reposo, estrés, ejercicio o recuperación, convirtiendo al electrocardiograma en un indicador sensible de la regulación neurofisiológica cardiovascular [10].

En el contexto educativo y de simulación biomédica, la comprensión de estos mecanismos bioeléctricos resulta fundamental para interpretar adecuadamente la señal electrocardiográfica. La visualización del ECG permite relacionar eventos eléctricos específicos con fases del ciclo cardíaco y con la respuesta mecánica del corazón, facilitando la construcción de modelos mentales claros sobre el funcionamiento cardiovascular. De esta manera, la bioelectricidad cardíaca se convierte en un puente entre la fisiología, la instrumentación biomédica y la educación para la salud.

El corazón funciona como una bomba miogénica gracias a un sistema de conducción especializado que genera y distribuye impulsos eléctricos capaces de coordinar la contracción muscular. El nodo sinoauricular (SA) actúa como marcapasos fisiológico debido a su capacidad de despolarización espontánea, generada por el flujo gradual de iones a través de canales de sodio y calcio. Este automatismo origina la frecuencia cardíaca basal y da inicio a la propagación ordenada del impulso eléctrico a través del sistema de conducción cardíaco, tal como se ilustra en la Figura 1.

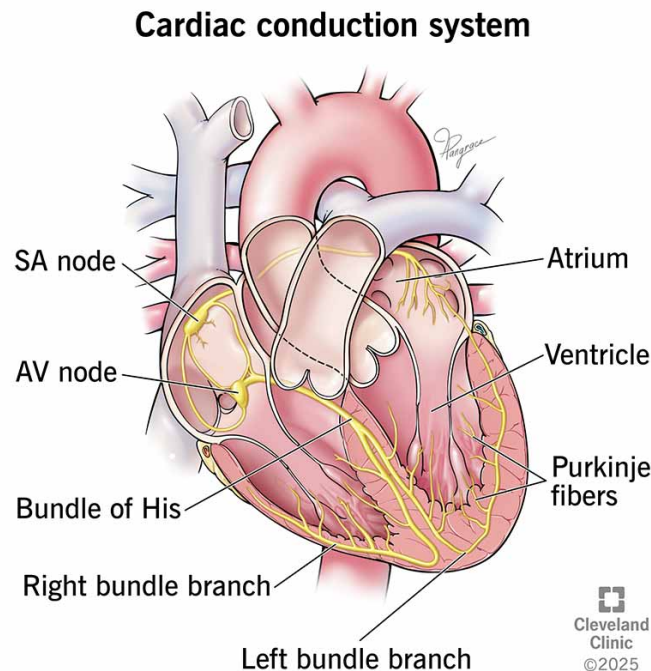


Figura 1: Sistema de conducción eléctrica del corazón [8].

V-A2. *Electrocardiografía como herramienta de registro eléctrico* : El electrocardiograma (ECG) es una técnica no invasiva que permite representar la actividad eléctrica del corazón sobre la superficie corporal. Las ondas P, QRS y T permiten evaluar las fases eléctricas del ciclo cardíaco, mientras que los intervalos PR, QT y ST proporcionan información sobre el estado de la conducción y la integridad eléctrica del corazón [13].

La electrocardiografía constituye el método estándar para registrar la actividad bioeléctrica del corazón desde la superficie corporal, permitiendo representar en forma de onda los cambios de voltaje generados por la despolarización y repolarización del miocardio. Su utilidad radica en que ofrece una ventana no invasiva para observar el funcionamiento del sistema de conducción cardíaca y el comportamiento global del tejido eléctrico, convirtiéndose en una herramienta clave para el análisis del ritmo y la frecuencia cardíaca en contextos clínicos, educativos y de investigación. Diversos autores coinciden en que el ECG se mantiene como el instrumento más accesible y ampliamente utilizado para caracterizar la dinámica eléctrica cardíaca debido a su simplicidad operativa y bajo costo [14].

En el ámbito técnico, el electrocardiograma registra variaciones eléctricas de muy baja amplitud generalmente entre 0,5 y 4 mV que requieren instrumentación específica para ser detectadas adecuadamente. Mediante electrodos de superficie se capta la señal, la cual es amplificada y filtrada para eliminar interferencias propias del entorno, como el ruido de línea y el movimiento del cuerpo. Estas señales procesadas permiten visualizar de manera clara los complejos eléctricos característicos, entre ellos la onda P, el complejo QRS y la onda T, que representan las diferentes etapas del ciclo eléctrico cardíaco. Esta representación gráfica posibilita identificar cambios en el ritmo, la duración de los intervalos y las variaciones en la morfología de la señal, parámetros esenciales en el análisis básico de la función cardíaca [15].

En entornos formativos y de divulgación científica, la electrocardiografía adquiere un valor adicional debido a su capacidad para traducir fenómenos bioeléctricos complejos en información visual intuitiva. La observación directa de la frecuencia cardíaca y de las variaciones del trazado permite a los usuarios comprender de manera didáctica cómo el sistema nervioso autónomo, la respiración o el estrés modulan la actividad eléctrica del corazón. Por ello, el ECG se ha convertido en un recurso pedagógico fundamental para fortalecer la alfabetización sanitaria en temas cardiovasculares, especialmente cuando se integra en plataformas interactivas o simuladores que facilitan la experimentación práctica [14].

Finalmente, la accesibilidad tecnológica actual ha permitido incorporar módulos de adquisición compactos y de bajo costo como amplificadores integrados y microcontroladores que posibilitan obtener registros ECG de forma sencilla y segura, abriendo nuevas oportunidades para aplicaciones educativas, preventivas y de investigación básica. Estas soluciones mantienen principios técnicos acordes a las recomendaciones internacionales sobre calidad de registro y filtrado de la señal, preservando la fidelidad del trazado sin perder su enfoque didáctico. En este marco, la electrocardiografía no solo continúa siendo una herramienta de diagnóstico, sino un recurso versátil para promover la comprensión de la fisiología eléctrica del corazón en diversos contextos.

V-A3. *Señales bioeléctricas: naturaleza y características* : Las señales bioeléctricas son variaciones de potencial muy pequeñas, generalmente inferiores a 5 mV, por lo que su adquisición requiere amplificadores con alta ganancia y resistencia al ruido. Estas señales son sensibles a interferencias, por lo que la instrumentación debe incluir filtros pasa-bajos, pasa-altos y notch para minimizar artefactos [16].

Las señales bioeléctricas son manifestaciones medibles de la actividad eléctrica generada por tejidos excitables, como el músculo cardíaco, y constituyen una de las fuentes primarias de información para el monitoreo y la interpretación del funcionamiento del sistema cardiovascular. Estas señales se producen a partir de variaciones en el potencial transmembrana de los cardiomiocitos, cuya actividad colectiva da origen a fluctuaciones de voltaje que pueden detectarse en la superficie corporal mediante electrodos. Debido a su bajo nivel de amplitud generalmente en el rango de 0,5 a 4 mV requieren sistemas de adquisición sensibles y filtrado adecuado para garantizar su correcta

visualización e interpretación [16].

Desde una perspectiva instrumental, las señales bioeléctricas poseen características particulares que condicionan su procesamiento. Su espectro de frecuencia se concentra principalmente entre 0,5 y 40 Hz, banda donde se encuentran los componentes fisiológicos esenciales del electrocardiograma, como las ondas P, el complejo QRS y la onda T. Sin embargo, estas señales son altamente susceptibles a interferencias externas, tales como el ruido de red eléctrica (50–60 Hz), el movimiento del usuario, la respiración o la impedancia variable del contacto piel-electrodo, lo cual exige la incorporación de filtros pasa-altos, pasa-bajos y, especialmente, filtros notch para su depuración [17].

En el contexto educativo y de simulación interactiva, comprender la naturaleza de las señales bioeléctricas es fundamental para diferenciar entre trazados reales y simulados. Las señales reales presentan variabilidad espontánea, fluctuaciones no periódicas y cambios asociados al estado autonómico del usuario, lo que las convierte en herramientas de alto valor pedagógico para visualizar la influencia de factores como respiración, relajación o estrés en la actividad cardíaca. En contraste, los generadores o simuladores de ECG reproducen patrones estáticos y predefinidos que, si bien son útiles para entrenamiento técnico, no reflejan la dinámica fisiológica del organismo humano [18].

La integración de señales bioeléctricas reales al simulador interactivo constituye un elemento diferenciador, ya que permite que el usuario observe su propia actividad cardíaca en tiempo real, fortaleciendo el aprendizaje por retroalimentación biológica (biofeedback). Este enfoque, además de mejorar la comprensión conceptual, amplifica el impacto educativo al vincular la teoría con la experiencia personal, promoviendo una mayor conciencia sobre la salud cardiovascular y los riesgos asociados a estilos de vida poco saludables.

V-A4. Importancia de la adquisición real: La adquisición de señales reales en tiempo real permite analizar dinámicamente variables como la frecuencia cardíaca y la variabilidad de ritmo Human Visual System (HVS), indicadores asociados al sistema nervioso autónomo, estrés, respiración y estado físico [19].

La incorporación de señales bioeléctricas reales en un simulador cardíaco representa un avance significativo frente a los sistemas basados únicamente en datos simulados. Cuando el usuario observa en tiempo real la actividad eléctrica generada por su propio corazón, se produce un fenómeno de biofeedback que transforma la experiencia en un proceso vivencial, dinámico y altamente significativo. Este tipo de interacción permite comprender que la frecuencia cardíaca y la variabilidad son fenómenos fisiológicos cambiantes que responden a estímulos inmediatos como la respiración, el estrés, la postura o el movimiento, aportando una percepción más cercana y contextualizada sobre el funcionamiento del sistema cardiovascular [19].

Además, el uso de señales reales incrementa la fidelidad pedagógica del simulador, ya que reproduce las irregularidades y fluctuaciones auténticas de un ECG humano. Las señales generadas artificialmente, aunque útiles para entrenamiento básico, suelen ser altamente estables y predecibles, lo que limita su capacidad para representar la complejidad fisiológica del corazón. La adquisición real permite evidenciar microvariaciones del intervalo RR, ruido biológico, artefactos por movimiento y respuestas autonómicas, elementos fundamentales para comprender la naturaleza dinámica del sistema eléctrico cardíaco. Esta realidad fisiológica mejora el aprendizaje y evita una visión simplificada o “idealizada” de la actividad cardíaca [17].

Desde un enfoque educativo y preventivo, trabajar con señales reales favorece la sensibilización del usuario respecto a su salud cardiovascular. La evidencia demuestra que el aprendizaje experiencial, en el que la persona observa sus propios parámetros fisiológicos, genera mayor retención, motivación y percepción de riesgo, elementos clave para promover prácticas saludables. En contexto ecuatoriano, donde las enfermedades cardiovasculares se mantienen entre las principales causas de morbilidad, este enfoque se convierte en una herramienta valiosa de alfabetización sanitaria [20].

Finalmente, la integración de adquisición real en un simulador de bajo costo fortalece la accesibilidad a tecnologías biomédicas formativas. Permite que instituciones educativas, centros comunitarios y espacios de divulgación cuenten con dispositivos que no solo enseñan la teoría del ECG, sino que conectan la tecnología con la experiencia corporal del usuario. Esto convierte al simulador en un recurso pedagógico más robusto y socialmente pertinente, capaz de integrar ingeniería biomédica, educación y salud pública dentro de una misma plataforma. Esto convierte a la electrocardiografía en una herramienta clave para educación y prevención.

A continuación, se muestra la Tabla I, donde se realiza una comparación detallada entre la señal simulada y la señal real, destacando diferencias en aspectos fisiológicos, respuesta dinámica, presencia de artefactos y utilidad educativa. Esta tabla permite fundamentar la importancia de emplear señales reales en el simulador cardiovascular propuesto.

Tabla I: Comparación entre señal simulada y señal real. Fuente: Autor Propio.

Criterio de análisis	Señal simulada	Señal real
Variabilidad fisiológica	Fija, repetitiva, sin cambios dinámicos.	Altamente variable según respiración, estrés, movimiento y estado emocional.
Respuesta a estímulos	No responde a estímulos externos.	Cambia con respiración, actividad física, postura y emociones.
Personalización	No representa al usuario; es genérica.	Refleja la actividad eléctrica única de cada persona.
Ruido y artefactos	Ausentes o mínimos (idealizada).	Presentes: ruido muscular, interferencia y desplazamiento de línea base. Útiles para enseñanza real.
Interpretación educativa	Limitada; solo sirve para observar formas básicas.	Alta; permite analizar fenómenos reales y comprender fisiología viva.
Aplicación pedagógica	Solo teórica.	Práctica, experiencial y basada en biofeedback.
Ritmos cardíacos	Predeterminados, sin cambios.	Puede mostrar bradicardia, normalidad o taquicardia reales del usuario.
Exactitud fisiológica	Representa un promedio teórico.	Captura el estado real del sistema autónomo en tiempo real.
Utilidad en prevención	Baja; no refleja cambios del estilo de vida.	Alta; ayuda a concientizar sobre estrés, actividad física y riesgo cardiovascular.

V-B. Sistema de conducción cardíaca y relevancia del tiempo real en educación

V-B1. Componentes del sistema de conducción: El sistema de conducción está constituido por el nodo SA, nodo AV, Haz de His, ramas derecha e izquierda y fibras de Purkinje. Esta red garantiza la coordinación mecánica del ciclo cardíaco [21].

El sistema de conducción cardíaca constituye la red especializada que coordina la generación y propagación de los impulsos eléctricos responsables del ritmo cardíaco. Su función principal es garantizar la sincronización entre la activación eléctrica y la contracción mecánica, permitiendo que el corazón actúe como una bomba eficiente. Este sistema está compuesto por células autoexcitables capaces de generar potenciales de acción de manera espontánea,

lo cual sustenta la automatía intrínseca del corazón y mantiene la actividad rítmica incluso sin estimulación nerviosa externa [22].

El nodo sinoauricular (SA) se reconoce como el marcapasos fisiológico del corazón debido a su mayor frecuencia de despolarización espontánea. Localizado en la aurícula derecha, este nodo inicia el impulso eléctrico que se distribuye por ambas aurículas, generando su contracción y preparando el flujo sanguíneo hacia los ventrículos. Tras esta activación, el estímulo alcanza el nodo auriculoventricular (AV), que cumple un papel crítico al introducir un retraso fisiológico en la conducción. Dicho retraso permite que los ventrículos reciban el volumen sanguíneo adecuado antes de iniciar su contracción, garantizando un ciclo cardíaco coordinado [23].

Luego del nodo AV, el impulso se transmite hacia el Haz de His, estructura que divide la señal eléctrica en dos ramas principales: la rama derecha y la rama izquierda. Estas ramas se extienden a lo largo del tabique interventricular y finalizan en una amplia red de fibras de Purkinje. Estas fibras presentan un elevado diámetro y una conducción muy rápida, permitiendo la activación casi simultánea de ambas masas ventriculares. Esta propiedad es fundamental para generar un complejo QRS estrecho y eficiente, asociado con una contracción ventricular homogénea y hemodinámicamente adecuada.

El sistema de conducción actúa en conjunto para asegurar que el corazón siga patrones temporales precisos de activación y relajación. Alteraciones en cualquiera de estos componentes pueden generar bloqueos, arritmias o asincronías mecánicas que impactan la función cardíaca y la interpretación electrocardiográfica. Por ello, comprender su dinámica es esencial tanto para la interpretación del ECG como para el diseño de dispositivos educativos que permitan visualizar de forma didáctica la relación entre actividad eléctrica y respuesta mecánica.

V-B2. Relación entre señales eléctricas y contracción mecánica: La activación eléctrica precede a la contracción muscular, fenómeno conocido como acoplamiento excitación-contracción. Por ello, al registrar un ECG, es posible inferir indirectamente el comportamiento mecánico del corazón [24].

La actividad eléctrica del corazón constituye el evento primario que desencadena la contracción mecánica de las fibras miocárdicas. Este proceso, conocido como acoplamiento excitación-contracción, es fundamental para comprender cómo el corazón transforma los impulsos eléctricos en movimiento efectivo de bombeo. Cuando un potencial de acción se genera en las células del sistema de conducción, este se propaga hacia los cardiomiocitos, modificando el flujo de iones a través de la membrana celular y permitiendo la activación de los canales de calcio dependientes de voltaje. Dicho calcio intracelular es el responsable de iniciar la interacción entre actina y miosina, lo que finalmente produce la contracción [25].

La propagación eléctrica ocurre de manera altamente organizada para garantizar que la contracción suceda con la sincronización adecuada. Tras la activación del nodo sinusal, el estímulo viaja por las aurículas, pasa por el nodo auriculoventricular que introduce un breve retraso fisiológico y continúa hacia el sistema His-Purkinje, generando casi simultáneamente la despolarización ventricular. Esta secuencia eléctrica ordenada asegura que las cámaras cardíacas se contraigan en el momento preciso y con la fuerza necesaria para mantener un gasto cardíaco eficiente.

La contracción mecánica, por tanto, no es un evento aislado, sino la consecuencia directa de esta dinámica eléctrica subyacente. Cualquier alteración en la generación, conducción o sincronización del impulso eléctrico puede traducirse en variaciones visibles tanto en la señal registrada por electrocardiografía como en la mecánica de las cámaras cardíacas. Por ello, estudiar y registrar la actividad eléctrica resulta fundamental para interpretar comportamientos mecánicos del corazón, especialmente en entornos educativos donde el aprendizaje se apoya en la comprensión del vínculo entre ambos procesos [26].

En el contexto de simuladores interactivos, este acoplamiento resulta particularmente relevante. Al visualizar en tiempo real la señal eléctrica y observar simultáneamente la respuesta mecánica simulada, el usuario puede

comprender de forma intuitiva cómo un cambio en la frecuencia o en la morfología eléctrica del trazado repercute en el movimiento cardíaco. Esto convierte a los sistemas de biofeedback y a los modelos didácticos en herramientas efectivas para reforzar la comprensión de los fenómenos cardiovasculares, facilitando procesos de alfabetización sanitaria y educación para la salud a distintos niveles formativos.

V-B3. Visualización del ritmo en tiempo real como estrategia didáctica: La posibilidad de observar en vivo las variaciones eléctricas del corazón mejora la comprensión de la fisiología cardíaca. La literatura indica que el tiempo real aumenta la retención, facilita la integración conceptual y genera mayor motivación en los estudiantes [27].

La visualización del ritmo cardíaco en tiempo real constituye una herramienta pedagógica eficaz para la comprensión de los fenómenos eléctricos que regulan el funcionamiento del corazón. Al mostrar de manera inmediata los cambios en la frecuencia y morfología del trazado, el estudiante es capaz de relacionar estímulos fisiológicos simples como la respiración, la relajación o el movimiento leve con variaciones instantáneas en la señal registrada. Este tipo de retroalimentación directa favorece una construcción activa del aprendizaje, ya que transforma un proceso abstracto en una experiencia perceptible y accesible. Tal enfoque se alinea con los principios de la educación científica basada en la experimentación, donde el análisis visual inmediato potencia la integración conceptual del fenómeno estudiado [28].

El uso de señales reales, en contraste con registros estáticos o simulados, genera mayor involucramiento cognitivo y emocional en el usuario, pues la visualización de su propio ritmo cardíaco incrementa la percepción de relevancia personal del aprendizaje. Esta interactividad facilita la comprensión de conceptos fundamentales como la frecuencia cardíaca, la variabilidad del ritmo Heart Rate Variability (HRV) y la respuesta autónoma frente a estímulos externos. Diversos estudios en educación biomédica señalan que la representación gráfica dinámica permite identificar patrones eléctricos con mayor claridad y mejora la retención del conocimiento al integrar la experiencia sensorial con el contenido teórico [28].

Además, la visualización en tiempo real promueve el pensamiento crítico y el análisis interpretativo, ya que el estudiante puede observar irregularidades, patrones repetitivos o transiciones entre estados basales y modificaciones fisiológicas momentáneas. Esta estrategia didáctica se fundamenta en principios de aprendizaje significativo, donde la conexión entre teoría y realidad observable favorece la comprensión profunda del fenómeno eléctrico cardíaco. En entornos de formación en salud, el acceso a un simulador interactivo facilita la familiarización temprana con la lectura de trazados electrocardiográficos básicos, sin incurrir en riesgos clínicos, y prepara al estudiante para escenarios de mayor complejidad técnica.

Finalmente, la representación visual inmediata permite integrar aspectos de alfabetización sanitaria orientados a la prevención cardiovascular. Cuando el usuario observa cómo el estrés, la postura o la respiración modifican su patrón eléctrico, desarrolla una mayor conciencia sobre la relación entre hábitos cotidianos y salud cardíaca. Esta dimensión educativa amplía el propósito del simulador más allá del ámbito técnico, consolidándolo como una herramienta de sensibilización en salud pública y promoción del autocuidado. En conjunto, la visualización dinámica del ritmo en tiempo real se convierte en un recurso pedagógico robusto que articula ciencia, tecnología y aprendizaje significativo [18].

V-B4. Modulación del sistema nervioso autónomo: Cambios simples como respiración profunda, ejercicio ligero o estrés pueden modificar el ritmo cardíaco y la variabilidad del intervalo R-R. Ver estos cambios en tiempo real promueve un entendimiento más profundo de la interacción entre fisiología, emociones y comportamiento humano [29].

La actividad eléctrica del corazón está regulada de manera continua por el sistema nervioso autónomo (SNA), el cual modula la frecuencia y el ritmo cardíaco en respuesta a demandas fisiológicas internas y estímulos del entorno.

Este sistema opera mediante dos ramas principales: la división simpática, responsable de incrementar la actividad cardíaca durante situaciones de estrés o ejercicio, y la división parasimpática, que promueve un estado de reposo, disminuyendo la frecuencia cardíaca y favoreciendo la estabilidad del ritmo. La interacción dinámica entre ambas ramas mantiene el equilibrio homeostático del sistema cardiovascular, ajustando la automatía del nodo sinoauricular y la velocidad de conducción a través del nodo auriculoventricular.

Desde el punto de vista bioeléctrico, la modulación del SNA influye directamente en la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), un indicador sensible del tono autonómico y del balance simpático parasimpático. La activación simpática aumenta la pendiente del potencial de acción diastólico en las células marcapasos, acelerando la despolarización espontánea y elevando la frecuencia cardíaca. En contraste, la estimulación parasimpática ejerce un efecto inhibitorio mediante la liberación de acetilcolina, que hiperpolariza la membrana celular y reduce la velocidad de despolarización, generando ritmos más bajos y estables. Estos cambios en la dinámica eléctrica pueden observarse claramente en registros ECG adquiridos en tiempo real [28].

En el contexto educativo, comprender cómo el SNA modula la señal eléctrica cardíaca permite que los estudiantes o usuarios del simulador relacionen sus propios estados fisiológicos con las variaciones registradas. Actividades simples como respiración profunda, estrés leve o breves pausas permiten visualizar, mediante el simulador, cambios inmediatos en la frecuencia y la morfología del ritmo, reforzando conceptos de fisiología integrativa. Este enfoque promueve una experiencia de aprendizaje significativa, en la que la teoría se vincula directamente con respuestas del propio organismo [28].

Finalmente, cuando la adquisición de señales se realiza en tiempo real, la influencia del SNA se convierte en un recurso didáctico clave para sensibilizar sobre la relación entre hábitos, emociones y salud cardiovascular. La posibilidad de observar cómo factores cotidianos modulan el ritmo cardíaco fortalece la alfabetización sanitaria y la percepción del riesgo, constituyéndose en una herramienta pedagógica valiosa dentro de la educación para la salud. Este tipo de experiencias fomenta la autonomía, el autocuidado y el desarrollo de una mayor conciencia sobre el funcionamiento del cuerpo humano.

V-C. Señal ECG: componentes, simulación y transición hacia biofeedback real

V-C1. Componentes tradicionales del ECG: El análisis de la señal incluye ondas, segmentos, intervalos y ejes eléctricos. Su correcta interpretación es crucial en educación y práctica clínica.

El electrocardiograma se compone de elementos fundamentales que permiten interpretar la actividad eléctrica del corazón y su correlación con el ciclo cardíaco. La onda P refleja la despolarización auricular, mientras que el complejo QRS representa la rápida despolarización de los ventrículos y constituye el principal indicador de sincronía eléctrica intraventricular. Por su parte, la onda T evidencia la repolarización ventricular, proceso crucial para la recuperación eléctrica del miocardio. Los intervalos PR, QT y el segmento ST brindan información sobre la conducción auriculoventricular, la duración total de la actividad eléctrica ventricular y posibles alteraciones en la repolarización, respectivamente. Estos componentes permiten que el ECG sea una herramienta esencial para el análisis básico del ritmo y la integridad eléctrica cardíaca, especialmente en entornos educativos y de entrenamiento donde se busca fortalecer la comprensión de la electrofisiología sin fines diagnósticos clínicos.

V-C2. Simulación basada en modelos matemáticos: Durante años, los simuladores han utilizado señales pregrabadas o generadas digitalmente. Aunque útiles, estos modelos no representan la variabilidad fisiológica ni la respuesta real del usuario [30].

La simulación de señales cardíacas mediante modelos matemáticos permite recrear patrones eléctricos del ciclo cardíaco sin recurrir a datos fisiológicos reales. A través de ecuaciones diferenciales, estos modelos generan ondas P, complejos QRS y ondas T, ajustando parámetros como frecuencia, variabilidad y morfología. Los generadores

sintéticos de ECG, ampliamente utilizados en docencia e investigación, ofrecen señales controladas y libres de artefactos, facilitando que los estudiantes comprendan la estructura del ECG antes de analizar registros clínicos reales, donde suelen aparecer ruidos y diferencias interindividuales.

Los modelos computacionales avanzados permiten representar de manera visual y espacial la actividad eléctrica del corazón bajo diferentes condiciones fisiológicas y patológicas. A través de simulaciones numéricas aplicadas a geometrías cardíacas realistas, es posible analizar la propagación de los potenciales de acción y las variaciones temporales en la repolarización miocárdica. Estas representaciones facilitan la comprensión de fenómenos complejos como la heterogeneidad eléctrica y su relación con la aparición de arritmias, constituyéndose en una herramienta clave tanto para la investigación biomédica como para la formación en ciencias de la salud, tal como se ilustra en la Figura 2.

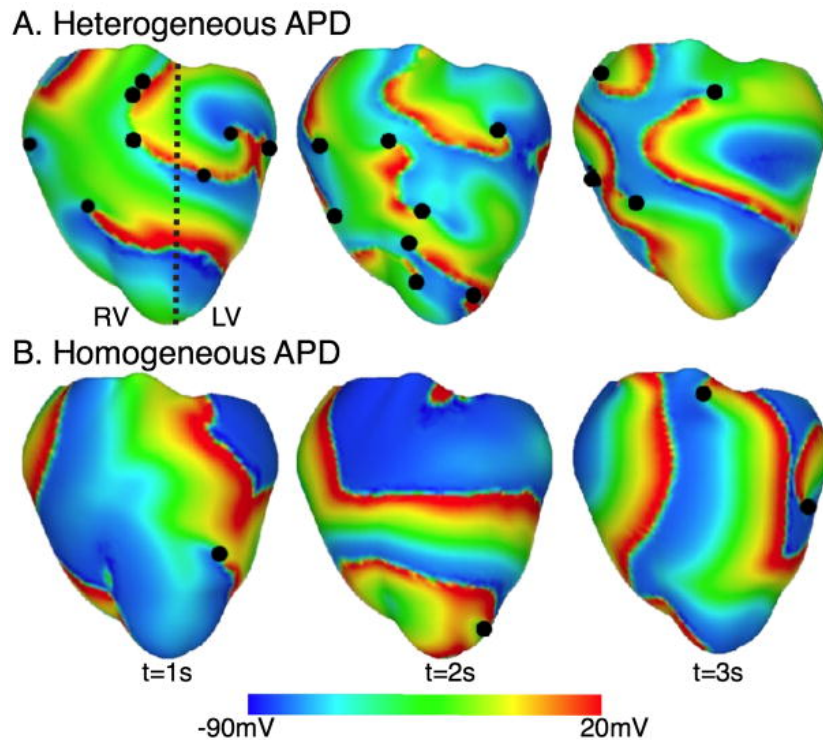


Figura 2: Modelos computacionales de arritmias en un corazón estructuralmente realista [31].

La utilización de modelos matemáticos también permite simular arritmias comunes, alteraciones en la conducción o variaciones de la frecuencia cardíaca, apoyándose en algoritmos basados en osciladores dinámicos, autómatas celulares o modelos biofísicos como Hodgkin-Huxley y FitzHugh-Nagumo. Es posible recrear escenarios que serían difíciles de obtener en un registro real inmediato, lo que favorece el aprendizaje progresivo y la comprensión del comportamiento eléctrico del corazón. Sin embargo, pese a su utilidad pedagógica, la simulación matemática presenta limitaciones, ya que no captura completamente la complejidad biofísica de la actividad cardíaca real ni la respuesta del organismo a estímulos externos, lo que justifica la integración de sistemas de adquisición verdaderos como un complemento educativo esencial [32].

La modelación computacional en electrofisiología cardíaca adopta un enfoque multiscala que integra fenómenos eléctricos desde el nivel celular hasta el organismo completo. Esta aproximación permite relacionar corrientes iónicas, comportamiento celular, propiedades tisulares y dinámicas del órgano cardíaco con manifestaciones clínicas observables, como los registros electrocardiográficos y los biomarcadores de riesgo arrítmico. La integración de estos niveles facilita el análisis sistemático de mecanismos arrítmicos y respalda el desarrollo de herramientas predictivas y educativas en el ámbito de la ingeniería biomédica y la salud, como se muestra en la Figura 3.

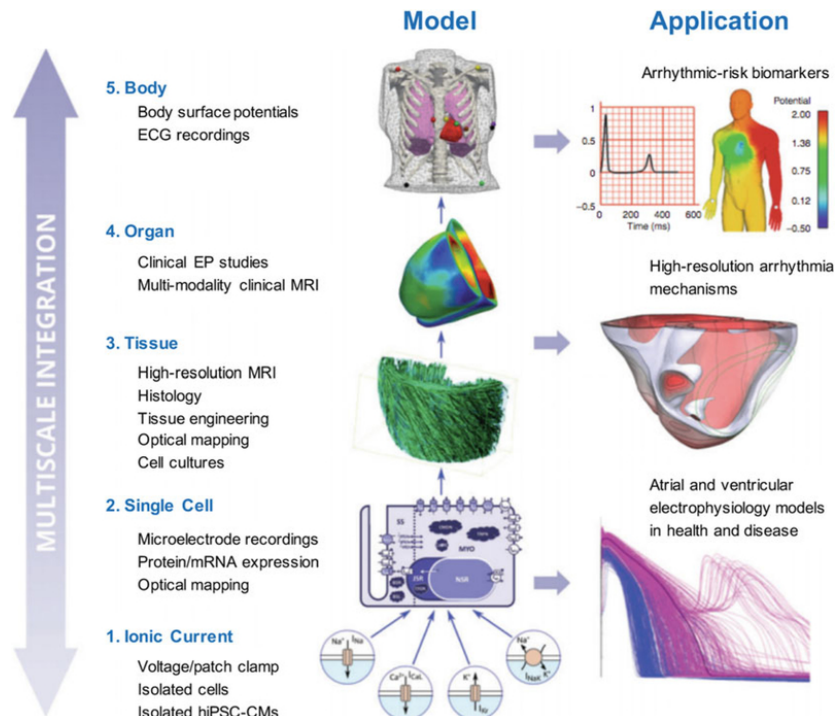


Figura 3: Representación conceptual de los modelos computacionales utilizados en electrofisiología cardíaca [33].

V-C3. Limitaciones educativas de la simulación tradicional: Los simuladores que solo replican señales fijas no permiten explorar las variaciones entre individuos, los efectos de diferentes estímulos fisiológicos, las respuestas instantáneas del cuerpo ni el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV), restringiendo así la profundidad del aprendizaje. Por ello, su potencial pedagógico es limitado.

Los simuladores cardiovasculares tradicionales basados en señales fijas presentan limitaciones significativas cuando se utilizan con fines pedagógicos. Estos dispositivos suelen reproducir patrones predefinidos de ECG que no responden a las variaciones fisiológicas propias de cada individuo, lo que reduce la capacidad del estudiante para comprender la naturaleza dinámica y variable de la actividad eléctrica cardíaca. Esta ausencia de variabilidad limita la exploración de aspectos claves como la modulación autónoma, los efectos del estrés o la respiración sobre la frecuencia cardíaca, así como las diferencias interindividuales que caracterizan la fisiología real. Diversos autores señalan que la simulación estática genera un aprendizaje más memorístico que analítico, pues el estudiante observa el fenómeno pero no participa activamente en la generación de la señal ni en su interpretación contextualizada.

Otra restricción importante de estos modelos es que no permiten experimentar la relación entre la señal eléctrica y la respuesta mecánica en tiempo real, perdiéndose el vínculo fisiológico entre el ECG y la contracción cardíaca. La ausencia de retroalimentación auténtica limita la capacidad del aprendiz para relacionar los cambios eléctricos con fenómenos como el aumento del gasto cardíaco, la variación de la presión arterial o la alteración del ritmo por estímulos externos. Además, estos simuladores no fomentan la alfabetización sanitaria en un sentido práctico, ya

que el estudiante no observa cómo su propio organismo produce señales bioeléctricas que se modifican según su estado fisiológico. La literatura destaca que la interacción con datos reales aumenta la motivación, el compromiso y el aprendizaje significativo, elementos clave en educación para la salud y formación biomédica [34].

V-C4. Transición hacia adquisición real: La integración de sensores reales transforma el simulador en un sistema de biofeedback. La evidencia demuestra que esta modalidad aumenta el aprendizaje significativo, la auto-percepción y la alfabetización sanitaria [35].

La transición desde el uso exclusivo de señales simuladas hacia la incorporación de señales bioeléctricas reales representa un avance significativo en el diseño de simuladores cardiovasculares orientados a formación y educación para la salud. Mientras los modelos matemáticos generan patrones eléctricos predecibles y controlados, las señales reales procedentes de la actividad cardíaca del usuario contienen variabilidad fisiológica, microfluctuaciones y respuestas inmediatas a estímulos externos, lo que las convierte en un recurso pedagógico de alto valor. La actividad eléctrica del corazón presenta oscilaciones continuas moduladas por la respiración, el tono autonómico y el estado metabólico, elementos imposibles de replicar completamente mediante algoritmos fijos. Esto otorga a la adquisición real un papel fundamental para comprender la dinámica auténtica del ritmo sinusal, la variabilidad de la frecuencia cardíaca y las respuestas adaptativas del sistema cardiovascular frente a cambios posturales o emocionales.

Desde la perspectiva educativa, la adquisición real permite trasladar la fisiología desde un nivel teórico o abstracto hacia una experiencia vivencial donde el usuario observa su propia señal cardíaca reflejada en tiempo real. Esta interacción potencia la alfabetización sanitaria, mejora la retención del conocimiento y genera un vínculo emocional directo entre la tecnología y la percepción de salud individual [36]. Al integrar electrodos de superficie, módulos de amplificación biopotencial y algoritmos de filtrado, los sistemas educativos basados en adquisición real proporcionan una aproximación más fiel al funcionamiento del sistema de conducción cardíaca, permitiendo interpretar la variabilidad eléctrica como un indicador dinámico de bienestar fisiológico. Los registros reales no solo aumentan la comprensión del ECG, sino que fomentan una conciencia más profunda sobre la importancia de los factores que influyen en el ritmo cardíaco, consolidando así una herramienta formativa más robusta y eficaz que los simuladores exclusivamente sintéticos.

V-D. Interfaz gráfica y visualización de señales fisiológicas

La interfaz gráfica constituye un componente esencial en los sistemas biomédicos modernos, ya que cumple la función de traducir datos fisiológicos complejos en representaciones visuales claras, accesibles e interpretables para el usuario. En el ámbito de la instrumentación biomédica, la interfaz gráfica actúa como el puente entre los procesos de adquisición de biopotenciales y la comprensión humana, permitiendo que señales como el electrocardiograma (ECG) sean analizadas de forma intuitiva y en tiempo real [37].

V-D1. Conceptualización de la interfaz gráfica en sistemas biomédicos: Una interfaz gráfica es un entorno visual mediante el cual el usuario interactúa con información fisiológica procesada por un dispositivo biomédico. Su función principal consiste en presentar datos relevantes en formatos visuales que faciliten la interpretación inmediata, utilizando gráficos, indicadores, botones, escalas, colores y diseños estructurados. En el caso de señales fisiológicas como el ECG, la interfaz permite visualizar el comportamiento eléctrico del corazón de manera continua, representando las ondas, intervalos y variaciones dinámicas con fidelidad temporal [16].

La interfaz gráfica de usuario (GUI) en sistemas biomédicos constituye un componente crucial para la interacción eficaz entre el operador y la tecnología, al facilitar la interpretación de datos clínicos complejos mediante representaciones visuales intuitivas y organizadas. Una GUI bien diseñada permite transformar señales biomédicas en información funcionalmente comprensible, reduciendo la carga cognitiva y optimizando la toma de decisiones en entornos educativos y clínicos. En el ámbito de la adquisición y visualización de señales cardíacas, las interfaces deben priorizar la claridad del trazado, la legibilidad numérica de parámetros como la frecuencia cardíaca y la

estabilidad del flujo de datos, garantizando que los usuarios puedan reconocer patrones y variaciones en tiempo real [38]. Las plataformas de interacción embebida basadas en pantallas táctiles HMI se han convertido en componentes habituales en dispositivos educativos y sistemas de simulación debido a su capacidad para integrar elementos gráficos, controles interactivos y retroalimentación visual en un mismo entorno. Estas interfaces facilitan experiencias de aprendizaje más dinámicas, intuitivas y accesibles, permitiendo que el usuario interactúe directamente con los parámetros mostrados y comprenda de forma más clara los procesos técnicos o fisiológicos representados. En consecuencia, la GUI no solo actúa como un puente entre el sistema de adquisición y el usuario, sino también como un elemento pedagógico que facilita la interpretación correcta de los fenómenos fisiológicos representados.

V-D2. Visualización de señales fisiológicas en tiempo real: La visualización en tiempo real es una característica crucial, ya que proporciona retroalimentación instantánea sobre el estado fisiológico del usuario. Para la señal ECG, esto implica mostrar la onda completa sobre un eje tiempo voltaje, actualizando la gráfica varias veces por segundo de acuerdo con el ritmo cardíaco. Esta modalidad favorece la identificación inmediata de patrones eléctricos como la frecuencia cardíaca, la regularidad del ritmo, la amplitud del QRS o la morfología de la onda T. Además, la representación continua permite observar los efectos de estímulos como respiración profunda, estrés o actividad física moderada [37].

V-D3. Elementos esenciales en una interfaz de visualización de ECG: Las interfaces biomédicas dirigidas a la visualización de señales cardíacas deben incluir componentes fundamentales que garanticen claridad y precisión interpretativa. Entre estos se destacan:

- Eje temporal ajustable, que permita visualizar desde segundos hasta minutos de señal
- Indicadores numéricos, como frecuencia cardíaca, intervalo R–R o variabilidad del ritmo (HRV)
- Marcadores visuales que identifiquen ondas P, QRS y T
- Opciones de filtrado, como eliminación de ruido muscular o interferencia de red
- Colores diferenciados para distintos segmentos o fases del ciclo cardíaco. La combinación de estos elementos aumenta la precisión del análisis y reduce la carga cognitiva del usuario al interpretar la señal [16].

V-D4. Usabilidad y ergonomía en interfaces biomédicas: La usabilidad es un criterio determinante en el diseño de interfaces biomédicas, especialmente cuando se orientan a la educación o a la interacción con público general. Una interfaz adecuada debe ser intuitiva, minimizar pasos innecesarios, presentar información de forma jerárquica y evitar sobrecarga visual. Estudios en ergonomía digital resaltan que los usuarios procesan la información fisiológica de forma más eficiente cuando el diseño es limpio, los elementos visuales están bien distribuidos y la navegación es coherente. Esto es particularmente relevante al mostrar ondas ECG, donde un diseño deficiente puede distorsionar la interpretación de la actividad eléctrica [39].

La usabilidad y la ergonomía son componentes fundamentales en el desarrollo de interfaces biomédicas, ya que influyen directamente en la precisión y rapidez con la que los usuarios comprenden la información fisiológica y realizan acciones dentro del sistema. Un diseño adecuado debe reducir la carga cognitiva, facilitar la lectura inmediata de los parámetros clínicos y ofrecer una navegación intuitiva, incluso para personas sin experiencia técnica especializada. Esto resulta especialmente importante en entornos formativos y en iniciativas orientadas a fortalecer la alfabetización en salud. La ergonomía cognitiva propone que los sistemas biomédicos deben reducir ambigüedades, emplear representaciones gráficas consistentes y proporcionar retroalimentación clara, evitando errores de interpretación del trazado ECG o de valores numéricos críticos [40]. Asimismo, estándares internacionales como la IEC 62366 establecen requisitos específicos para la ingeniería de usabilidad en dispositivos médicos, destacando la necesidad de evaluar las interacciones usuario-equipo para garantizar seguridad, accesibilidad y

efectividad en la comunicación de datos fisiológicos. En este sentido, las interfaces de visualización de ritmo cardíaco en tiempo real como las basadas en pantallas Nextion permiten integrar principios de ergonomía visual mediante gráficos limpios, contraste adecuado, disposición jerárquica de elementos y controles simplificados, facilitando el aprendizaje y reduciendo errores de interpretación en ambientes didácticos y formativos [41].

V-D5. Interactividad basada en biofeedback: La interactividad es un elemento distintivo en los sistemas educativos actuales. Cuando la interfaz gráfica permite visualizar la respuesta real del cuerpo en tiempo real por ejemplo, variaciones del ritmo cardíaco ante respiración profunda, tensión emocional o ligeros movimientos se genera una experiencia pedagógica más efectiva. El biofeedback facilita el aprendizaje vivencial, en el cual la fisiología del usuario se convierte en el objeto central de estudio. La literatura demuestra que los estudiantes y usuarios retienen más información cuando observan su propia señal fisiológica y comprenden su relación con estímulos inmediatos [35].

La integración de biofeedback en los simuladores cardiovasculares permite que los usuarios visualicen en tiempo real cómo sus propios indicadores fisiológicos varían ante distintos estímulos, generando una experiencia formativa más activa y contextualizada. Este tipo de interacción se basa en la captura y procesamiento inmediato de señales biológicas como la frecuencia cardíaca o la variabilidad del ritmo que luego se representan de manera dinámica en la interfaz, favoreciendo procesos de aprendizaje vinculados a la autorregulación y al reconocimiento directo de las respuestas corporales. La literatura en educación en salud indica que este enfoque aumenta de manera notable la atención, la motivación y la comprensión duradera de los contenidos, al convertir nociones abstractas en manifestaciones visibles y personalizadas. Asimismo, en el ámbito de la ingeniería biomédica, este tipo de interactividad es considerado un recurso clave para fortalecer el vínculo entre fenómeno fisiológico y representación tecnológica, facilitando la comprensión intuitiva de los cambios cardiodinámicos y su relación con factores como respiración, estrés o actividad física [42]. Al integrarse en un simulador didáctico, el biofeedback no solo mejora la experiencia del usuario, sino que también potencia el desarrollo de habilidades de autoobservación y conciencia corporal, elementos esenciales en estrategias contemporáneas de prevención cardiovascular [18].

V-D6. Importancia educativa y contribución a la alfabetización sanitaria: Las interfaces biomédicas desempeñan un papel clave en la educación para la salud, al ofrecer herramientas visuales que simplifican conceptos complejos de fisiología. La representación gráfica del ECG, junto con la interpretación guiada por la interfaz, permite que incluso usuarios sin formación técnica comprendan la dinámica eléctrica del corazón, identifiquen cambios básicos y reconozcan la importancia de hábitos saludables. Estudios contemporáneos han demostrado que las visualizaciones interactivas incrementan la alfabetización sanitaria y fomentan la concientización sobre la prevención cardiovascular [43].

La alfabetización sanitaria se ha convertido en un elemento clave para fortalecer la comprensión de la población sobre los procesos fisiológicos y los determinantes de la salud cardiovascular. El uso de herramientas interactivas que permiten visualizar en tiempo real parámetros como la frecuencia cardíaca o la morfología del ECG contribuye a una comprensión más profunda y contextualizada, al convertir conceptos abstractos en experiencias tangibles y fáciles de interpretar. La literatura especializada señala que las tecnologías biomédicas aplicadas a la educación promueven un aprendizaje activo, elevan la motivación y mejoran la retención del conocimiento, además de aumentar la percepción del riesgo frente a patologías cardiovasculares.

En este contexto, los simuladores con adquisición real de señales bioeléctricas se proyectan como instrumentos clave para fortalecer la alfabetización sanitaria, al permitir que los usuarios identifiquen la influencia directa de sus hábitos cotidianos sobre la función cardíaca. La evidencia indica que la interacción con datos fisiológicos propios potencia la autoconciencia, mejora la toma de decisiones saludables y promueve conductas orientadas a la prevención, particularmente en poblaciones jóvenes. Al integrar tecnología accesible, visualización intuitiva y experimentación personalizada, este tipo de dispositivos contribuye a democratizar el conocimiento biomédico y a consolidar una cultura de autocuidado fundamentada en información comprensible, verificable y científicamente

sustentada [44].

V-D7. Valor preventivo y motivacional en el uso de interfaces: La visualización del propio ritmo cardíaco genera un fuerte impacto emocional en muchas personas, lo que incrementa la motivación hacia el autocuidado. La percepción directa de cómo el estrés, la respiración y la actividad diaria alteran la actividad eléctrica del corazón puede transformarse en incentivo para mejorar hábitos. Las interfaces gráficas, al revelar información fisiológica personalizada, se convierten en herramientas altamente efectivas para programas comunitarios, talleres de salud y estrategias de educación pública [45].

La incorporación de interfaces interactivas que muestran en tiempo real distintos parámetros fisiológicos aporta un valor preventivo notable, al permitir que las personas identifiquen de manera inmediata la relación entre sus hábitos, emociones y la respuesta del sistema cardiovascular. Esta retroalimentación personalizada refuerza la percepción del riesgo y estimula la adopción de comportamientos saludables, al convertir procesos fisiológicos abstractos en manifestaciones tangibles y vinculadas a la experiencia propia. La literatura señala que el acceso directo a métricas biomédicas individuales fortalece la adherencia al autocuidado y aumenta la conciencia sobre los factores modificables que intervienen en la aparición de enfermedades cardiovasculares.

Asimismo, la motivación aumenta cuando las interfaces presentan la información fisiológica de forma clara, comprensible y con impacto emocional, generando un nivel de compromiso que puede considerarse como engagement fisiológico. Este tipo de interacción promueve la participación activa del usuario en actividades educativas y de monitoreo personal, reforzando la alfabetización sanitaria desde una perspectiva vivencial. Las plataformas digitales que permiten observar cambios inmediatos en parámetros como la frecuencia cardíaca, la variabilidad del ritmo (HRV) o los patrones respiratorios han demostrado favorecer modificaciones conductuales sostenidas y mejorar la capacidad de autogestión de la salud, especialmente en jóvenes y en programas de educación comunitaria.

V-E. Educación para la salud y simuladores biomédicos

La educación para la salud se comprende como un proceso orientado a desarrollar capacidades para acceder, interpretar y utilizar información sanitaria, con énfasis en la prevención y en la toma de decisiones informadas [46]. En este marco, la alfabetización sanitaria se reconoce como un objetivo de salud pública debido a su influencia directa en la capacidad de las personas para adoptar conductas protectoras, comprender riesgos y desenvolverse adecuadamente dentro de los servicios de salud. Desde una perspectiva preventiva, las intervenciones educativas contribuyen a la modificación de factores de riesgo mediante el fortalecimiento de conocimientos y habilidades, especialmente cuando se diseñan bajo un enfoque participativo, contextualizado y centrado en la comunidad [47].

Los simuladores biomédicos aportan un valor pedagógico significativo al convertir fenómenos fisiológicos complejos en experiencias observables, manipulables y repetibles [48]. La evidencia en educación de las profesiones de la salud demuestra que la simulación mejora de manera consistente los resultados de aprendizaje en comparación con métodos tradicionales, especialmente cuando se incorpora práctica deliberada, retroalimentación estructurada y objetivos pedagógicos claramente definidos. En el ámbito cardiovascular, la simulación permite trabajar con señales y escenarios controlados para reforzar la comprensión del ritmo cardíaco, la interpretación de patrones electrofisiológicos y la relación entre estímulos y respuestas fisiológicas, reduciendo barreras de acceso a entornos clínicos reales y favoreciendo un aprendizaje seguro y progresivo [49].

En términos motivacionales, el aprendizaje tiende a fortalecerse cuando la experiencia didáctica genera implicación emocional y significado personal. La investigación en neuroeducación describe que la emoción participa activamente en la consolidación del aprendizaje al influir en procesos cognitivos como la atención, la memoria y la toma de decisiones [50]. De forma complementaria, la teoría de la autodeterminación plantea que la motivación se potencia cuando se favorecen la autonomía, la competencia percibida y el sentido de logro, elementos que suelen incrementarse en entornos interactivos con retroalimentación inmediata. Por ello, los simuladores biomédicos,

especialmente aquellos con componentes interactivos, pueden apoyar procesos educativos preventivos al incrementar el compromiso, la participación activa y la retención del conocimiento [51].

En el ámbito de la salud pública, estas herramientas resultan útiles para la educación comunitaria y la promoción de hábitos saludables cuando se enfocan en objetivos claros, como la comprensión de factores de riesgo cardiovascular. Modelos de cambio conductual, como el modelo transteórico, sostienen que las intervenciones deben facilitar la progresión por etapas desde la contemplación hasta la acción, proceso que puede verse reforzado por experiencias educativas que incrementan la percepción del riesgo y la autoeficacia personal. En conjunto, la educación para la salud apoyada por simuladores se posiciona como un recurso complementario para la prevención, al traducir conocimiento biomédico en experiencias formativas comprensibles, contextualizadas y aplicables [52].

V-F. Tecnologías biomédicas con fines pedagógicos

La integración de tecnologías biomédicas con fines pedagógicos se sustenta en el uso de recursos digitales e instrumentales para facilitar el aprendizaje activo y la comprensión significativa. En el ámbito de la educación basada en multimedia, se ha descrito que el aprendizaje mejora cuando la información se presenta de forma organizada y con soporte visual, siempre que se controle la carga cognitiva y se promueva la integración efectiva entre texto e imagen. En este contexto, la visualización de señales fisiológicas y la interacción guiada con interfaces se consideran estrategias útiles para transformar datos biomédicos en información comprensible e interpretable para el estudiante [53].

Las tecnologías emergentes aplicadas a la enseñanza fisiológica incluyen la simulación digital, el uso de sensores biomédicos de bajo costo, la realidad aumentada, la realidad virtual y plataformas interactivas de visualización. Revisiones sistemáticas reportan beneficios educativos del uso de realidad aumentada y realidad virtual en términos de incremento de la motivación, mejora de la comprensión espacial y fortalecimiento del aprendizaje activo, aunque también señalan desafíos asociados al diseño instruccional, los costos de implementación y la presencia de mareo o sobrecarga sensorial en algunos usuarios [54]. En paralelo, la instrumentación biomédica con fines educativos, como la adquisición de señales electrocardiográficas mediante módulos accesibles, permite vincular el aprendizaje teórico con datos fisiológicos reales, favoreciendo la interpretación de señales, la identificación de ruido y la comprensión de las distintas etapas del procesamiento biomédico [55].

El rol de la visualización interactiva resulta particularmente relevante cuando se trabaja con señales fisiológicas en tiempo real, como electrocardiografía, frecuencia cardíaca e intervalos RR. En el campo de la informática biomédica, la visualización y el análisis interactivo se han asociado con mejoras significativas en la exploración de datos, la comprensión de patrones fisiológicos y el apoyo a procesos de aprendizaje y toma de decisiones, siempre que se diseñen interfaces claras y centradas en el usuario. Asimismo, en el diseño de interfaces para sistemas biomédicos se recomienda aplicar principios de ingeniería de usabilidad con el fin de reducir errores de interpretación y garantizar una comunicación segura de la información, prácticas que se encuentran formalizadas en normas internacionales para dispositivos médicos, como la IEC 62366-1 [56].

El aprendizaje experiencial y la construcción de significado se refuerzan cuando la tecnología permite observar el fenómeno fisiológico y reflexionar sobre él de manera estructurada [57]. El modelo de aprendizaje experiencial describe un ciclo compuesto por experiencia concreta, reflexión, conceptualización y experimentación activa, el cual resulta coherente con el uso de simuladores que permiten visualizar cambios fisiológicos y contrastar hipótesis en entornos controlados [57]. En este sentido, la tecnología biomédica educativa aporta ventajas relevantes al reducir la abstracción del aprendizaje, incrementar el compromiso del estudiante y facilitar la integración entre teoría fisiología y electrofisiología y práctica adquisición, visualización y procesamiento de señales, con mayores oportunidades para el aprendizaje activo y la repetición segura de los procesos [58].

V-F1. *Ventajas de la tecnología biomédica educativa:* Ofrece múltiples ventajas, ya que permite reproducir condiciones fisiológicas complejas, aumenta la precisión del aprendizaje, democratiza el acceso a la comprensión de señales biomédicas y facilita el vínculo entre la ciencia, la tecnología y la sociedad, fortaleciendo así los procesos formativos en el ámbito de la salud.

La incorporación de tecnología biomédica en contextos educativos proporciona herramientas que permiten representar de forma comprensible fenómenos fisiológicos complejos, facilitando que tanto estudiantes como personas sin formación especializada interpreten procesos como la despolarización cardíaca, la variabilidad de la frecuencia o la respuesta del sistema autónomo sin requerir equipamiento clínico avanzado. La literatura señala que el uso de simuladores didácticos, interfaces interactivas y sistemas de adquisición de señales reales favorece una comprensión conceptual más sólida y disminuye el nivel de abstracción inherente al aprendizaje de la fisiología.

Con base en la literatura revisada, la tecnología biomédica aplicada a entornos educativos se consolida como una herramienta eficaz para facilitar la comprensión de procesos fisiológicos complejos. El uso de simuladores, sistemas de adquisición de señales y plataformas interactivas contribuye a reducir el nivel de abstracción, favorece el aprendizaje activo y promueve la alfabetización en salud. Estas tecnologías permiten además democratizar el acceso a experiencias formativas de carácter biomédico sin requerir equipamiento clínico especializado. En este contexto, la Tabla II resume las principales ventajas asociadas a la incorporación de tecnologías biomédicas en escenarios educativos, destacando su impacto pedagógico y su accesibilidad.

Tabla II: Principales ventajas de la tecnología biomédica en entornos educativos. Fuente: Autor Propio.

Ventaja	Descripción
Representación de fenómenos complejos	Permite visualizar procesos fisiológicos como despolarización, variabilidad cardíaca y respuesta autonómica de manera accesible.
Aprendizaje activo y mayor retención	La manipulación de señales reales en tiempo actual fortalece la comprensión y favorece la retención del contenido.
Reducción de la abstracción	Convierte conceptos teóricos en experiencias concretas y observables, facilitando la interpretación de señales biomédicas.
Motivación y razonamiento práctico	La interacción digital aumenta la motivación del estudiante y promueve el pensamiento crítico y la toma de decisiones.
Accesibilidad y democratización	Acerca contenido especializado a estudiantes sin necesidad de equipos clínicos costosos o laboratorios avanzados.
Alfabetización en salud	Promueve la comprensión del propio estado fisiológico y fomenta actitudes preventivas desde la educación temprana.

V-G. *Ingeniería biomédica, salud pública y alfabetización sanitaria*

La ingeniería biomédica se caracteriza como una disciplina integradora que articula conocimientos de ingeniería, ciencias de la salud y computación para desarrollar soluciones orientadas al diagnóstico, monitoreo, terapia y educación [59]. En textos de referencia del área se enfatiza que su aporte incluye instrumentación médica, procesamiento de señales, diseño centrado en el usuario y evaluación de desempeño y seguridad, lo que habilita el desarrollo de sistemas educativos y preventivos basados en medición fisiológica. En proyectos académicos, este enfoque integrador facilita unir hardware, software y fundamentos fisiológicos dentro de una misma propuesta tecnológica. [60].

En salud pública, la adopción de tecnologías se relaciona con el fortalecimiento de capacidades para la prevención, la vigilancia, la educación sanitaria y el acceso oportuno a información confiable. La alfabetización sanitaria, en

particular, se considera crítica para que la población pueda comprender y utilizar información de salud, dado su impacto en la participación activa, el autocuidado y los resultados sanitarios; por ello, se la plantea como un objetivo central dentro de las estrategias de promoción de la salud. La promoción de la salud, además, establece que las intervenciones deben empoderar a las personas y comunidades, lo que favorece el uso de herramientas educativas accesibles, comprensibles y culturalmente pertinentes [47].

La ingeniería biomédica se caracteriza como una disciplina integradora que articula conocimientos de ingeniería, ciencias de la salud y computación para desarrollar soluciones orientadas al diagnóstico, monitoreo, terapia y educación [59]. En textos de referencia del área se enfatiza que su aporte incluye instrumentación médica, procesamiento de señales, diseño centrado en el usuario y evaluación de desempeño y seguridad, lo que habilita el desarrollo de sistemas educativos y preventivos basados en medición fisiológica. En proyectos académicos, este enfoque integrador facilita unir hardware, software y fundamentos fisiológicos dentro de una misma propuesta tecnológica [61].

Los simuladores cardiovasculares interactivos, especialmente cuando incorporan adquisición real de señales fisiológicas o escenarios realistas, aportan de manera significativa al puente entre la educación tecnológica y la educación para la salud [48]. Desde la perspectiva de la simulación en salud, la evidencia respalda su efectividad educativa y subraya la necesidad de diseñarlos con objetivos pedagógicos claros, retroalimentación estructurada y práctica deliberada para maximizar los resultados de aprendizaje. Desde la ingeniería biomédica, el principal desafío se centra en garantizar la calidad de la señal adquirida, la robustez del procesamiento y un diseño de interfaz usable y seguro, conforme a normativas internacionales y principios de instrumentación médica. De esta forma, se consolida un enfoque integrador con impacto educativo y potencial preventivo [55].

V-G1. Tecnologías para promover salud pública: Dispositivos interactivos basados en señales reales permiten a las personas comprender su propio estado fisiológico, fortaleciendo la prevención y el autocuidado [62].

La incorporación de tecnologías en el ámbito de la salud pública se ha convertido en un componente esencial para fortalecer la vigilancia epidemiológica, mejorar las acciones preventivas y ampliar el acceso a la educación en salud. Según la Organización Mundial de la Salud, las innovaciones tecnológicas facilitan el desarrollo de estrategias basadas en evidencia, optimizan la comunicación del riesgo y favorecen la adopción de comportamientos saludables en la población. En este escenario, dispositivos biomédicos de bajo costo, plataformas de telemedicina y simuladores educativos surgen como alternativas accesibles que complementan las intervenciones preventivas y ayudan a explicar de forma comprensible procesos fisiológicos complejos.

En el ámbito de la salud pública, la incorporación de tecnologías ha modificado de manera significativa las estrategias de prevención, educación y comunicación del riesgo. La transición desde enfoques tradicionales hacia soluciones interactivas y digitales ha permitido mejorar el acceso a la información, fomentar una mayor participación de la población y optimizar la personalización de los mensajes preventivos. En la siguiente tabla se presenta una comparación entre tecnologías tradicionales y tecnologías interactivas aplicadas a la salud pública, destacando sus principales diferencias en términos de accesibilidad, participación, costo e impacto en la prevención.

Desde una perspectiva de divulgación y prevención en salud, los métodos tradicionales han sido utilizados históricamente para la transmisión de información básica sobre el funcionamiento del sistema cardiovascular. No obstante, el avance de las tecnologías biomédicas ha favorecido el desarrollo de simuladores interactivos que permiten una aproximación más dinámica, contextualizada y centrada en el usuario a los procesos fisiológicos. Estas herramientas facilitan la comprensión del vínculo entre la actividad cardiovascular y el autocuidado, al integrar visualización en tiempo real, interacción directa y retroalimentación inmediata. En este contexto, la Tabla III presenta una comparación entre tecnologías tradicionales y tecnologías interactivas aplicadas a la salud pública, destacando sus principales diferencias en términos de interacción, accesibilidad y desarrollo de competencias preventivas.

Tabla III: Comparación entre tecnologías tradicionales y tecnologías interactivas aplicadas a la salud pública. Fuente: Autor Propio.

Criterio	Tecnologías tradicionales	Tecnologías interactivas
Acceso a la información	Dependiente de capacitaciones presenciales y materiales impresos.	Disponible en tiempo real mediante plataformas digitales y dispositivos biomédicos.
Participación de la población	Pasiva, centrada en la recepción de información.	Activa, basada en interacción y autoevaluación fisiológica.
Comunicación del riesgo	Generalizada, poco personalizada.	Personalizada según medidas fisiológicas del usuario.
Costo y disponibilidad	Puede requerir infraestructura institucional.	Accesibles, portátiles y de bajo costo.
Impacto en prevención	Moderado; depende del nivel de comprensión del usuario.	Alto; facilita comprensión inmediata y promueve cambios de conducta.

El uso de tecnologías interactivas, como simuladores biomédicos y sistemas de biofeedback, contribuye a la alfabetización sanitaria, entendida como la capacidad de las personas para acceder, interpretar y aplicar información sobre su salud. Estas herramientas permiten transformar el aprendizaje tradicional en experiencias más significativas, apoyando la toma de decisiones informadas y fomentando la autogestión del bienestar. En el ámbito cardiovascular, dispositivos que permiten visualizar signos vitales y señales bioeléctricas en tiempo real han demostrado mejorar la percepción del riesgo y promover hábitos saludables, especialmente en contextos educativos [63].

De manera similar, la incorporación de tecnologías emergentes como sensores portátiles, interfaces gráficas interactivas y sistemas de registro fisiológico en tiempo real facilita la puesta en marcha de programas preventivos dentro de comunidades diversas. Estas innovaciones permiten ampliar el acceso a información biomédica, disminuir las limitaciones geográficas y ofrecer intervenciones personalizadas basadas en datos fisiológicos del propio usuario. En conjunto, estas herramientas fortalecen las capacidades del sistema de salud y promueven la adopción de estilos de vida más saludables en la población.

Finalmente, la convergencia entre ingeniería biomédica, educación para la salud y salud pública permite desarrollar dispositivos que no solo cumplen una función técnica, sino también social. Los simuladores orientados a la prevención cardiovascular, por ejemplo, constituyen un puente pedagógico que facilita la comprensión del funcionamiento del corazón y de los factores de riesgo asociados. En conjunto, estas tecnologías representan un componente estratégico para impulsar políticas de prevención más efectivas y mejorar los indicadores de salud poblacional.

V-G2. Aporte de los simuladores interactivos cardiovasculares: Un simulador con adquisición real de señales que aportan un valor significativo al sensibilizar a los usuarios sobre los riesgos cardíacos, promover la autoconciencia respecto a su propia salud, generar experiencias educativas transformadoras, servir como un puente entre la tecnología y la salud pública, y fortalecer las estrategias de prevención orientadas al bienestar cardiovascular.

Los simuladores interactivos cardiovasculares representan una herramienta pedagógica de alto valor al permitir que los estudiantes visualicen, manipulen y comprendan de manera accesible la dinámica eléctrica y mecánica del corazón. A diferencia de los recursos estáticos, estos sistemas integran retroalimentación visual inmediata y responden a variaciones en la señal cardíaca, lo cual facilita la construcción activa del conocimiento y fortalece la

relación entre teoría y práctica, aspecto ampliamente reconocido en la educación biomédica moderna. La posibilidad de observar patrones fisiológicos en tiempo real contribuye a una comprensión más profunda de los principios de automatía, conducción y sincronía ventricular, elementos clave para interpretar la función cardíaca desde una perspectiva integral [64].

Este tipo de simuladores ofrece ventajas relevantes en términos de accesibilidad, ya que permite la recreación de procesos fisiológicos complejos sin requerir equipos clínicos de alto costo ni infraestructuras especializadas. La literatura reciente destaca que los entornos interactivos favorecen el aprendizaje autónomo y fortalecen la capacidad de resolución de problemas biomédicos al situar al estudiante en un rol activo frente al fenómeno analizado. En este sentido, los simuladores cardiovasculares no solo contribuyen al desarrollo de habilidades técnicas, sino que también impulsan competencias transversales como el pensamiento analítico y la alfabetización sanitaria, aspectos que se sintetizan en la Tabla IV.

Tabla IV: Comparación entre métodos tradicionales y simuladores interactivos cardiovasculares. Fuente: Autor Propio.

Criterio	Método tradicional	Simulador interactivo
Naturaleza del recurso	Estático (libros, imágenes)	Dinámico y basado en bioseñales reales
Participación del estudiante	Pasiva	Activa, exploratoria
Visualización	Limitada, no en tiempo real	Señales reales en tiempo real
Aprendizaje	Conceptual	Experiencial y práctico
Conexión con salud pública	Baja	Alta: autocuidado y percepción del riesgo
Competencias	Teóricas	Técnicas, analíticas y alfabetización en salud

Desde el ámbito de la salud pública, este tipo de dispositivos también favorece la sensibilización frente a los riesgos cardiovasculares, ya que permiten observar de manera directa cómo los hábitos diarios influyen en la frecuencia cardíaca y en la variabilidad del ritmo. La integración de interacción inmediata con representaciones gráficas facilita la comprensión del riesgo y promueve conductas de autocuidado, un elemento considerado esencial en las estrategias educativas orientadas a prevenir enfermedades crónicas. Además, el hecho de visualizar la propia actividad cardíaca dentro del simulador genera un efecto motivador que aumenta el compromiso con el aprendizaje y refuerza la percepción del riesgo individual.

Finalmente, los simuladores interactivos se alinean con el enfoque de formación por competencias de la ingeniería biomédica, al integrar conceptos de fisiología, instrumentación electrónica, adquisición de señales y comunicación digital en un solo entorno práctico. Los espacios educativos que combinan teoría y experiencia sensorial favorecen aprendizajes duraderos y significativos. En conjunto, estos aportes consolidan a los simuladores cardiovasculares como herramientas clave para la enseñanza contemporánea y la promoción de la salud en contextos académicos y comunitarios [65].

V-H. Plataformas de hardware y componentes electrónicos en simuladores biomédicos educativos

V-H1. Plataformas de microcontroladores en sistemas biomédicos educativos: Las plataformas basadas en Arduino se han consolidado como una alternativa ampliamente utilizada en el desarrollo de prototipos biomédicos con fines educativos y de investigación aplicada, debido a su arquitectura abierta, bajo costo y facilidad de

programación. Arduino integra un microcontrolador, entradas y salidas digitales y analógicas, así como un entorno de desarrollo accesible, lo que permite la adquisición, el procesamiento básico y la visualización de señales fisiológicas en tiempo real, características especialmente pertinentes para aplicaciones biomédicas no clínicas orientadas a la formación [66].

En el ámbito de la ingeniería biomédica, Arduino ha sido empleado en aplicaciones de instrumentación médica de baja complejidad, como sistemas de monitoreo de electrocardiografía, frecuencia cardíaca y otros parámetros fisiológicos. Su capacidad para interactuar con sensores biomédicos y transmitir la información a interfaces gráficas lo convierte en una herramienta adecuada para entornos educativos, donde el objetivo principal es facilitar la comprensión de los fenómenos fisiológicos y del funcionamiento de los sistemas de adquisición, más que el diagnóstico clínico [67].

Desde una perspectiva pedagógica y de educación para la salud, el uso de plataformas basadas en Arduino favorece el aprendizaje activo y experiencial al integrar electrónica, programación y fisiología en una sola plataforma experimental. La posibilidad de observar señales bioeléctricas reales, como el electrocardiograma, transforma conceptos abstractos en fenómenos tangibles y comprensibles, fortaleciendo la alfabetización sanitaria y la comprensión del funcionamiento cardiovascular. Este enfoque se materializa en sistemas educativos interactivos donde el microcontrolador actúa como núcleo de adquisición, procesamiento y visualización de datos fisiológicos, consolidando a Arduino como una herramienta que impulsa la innovación educativa y preventiva, tal como se evidencia en la Figura 4, en concordancia con el rol social y formativo del ingeniero biomédico [68].

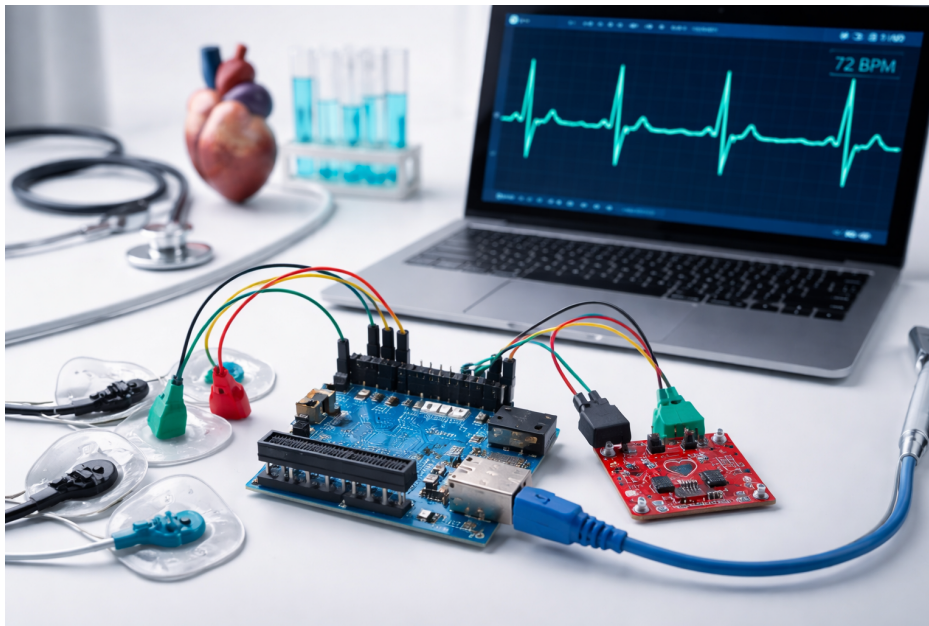


Figura 4: El arduino como núcleo de control y adquisición de señales bioeléctricas [66].

V-H2. Módulos de adquisición de señales bioeléctricas en simuladores educativos: Los módulos de adquisición de electrocardiografía (ECG) permiten captar la actividad eléctrica generada por el corazón a partir de electrodos colocados sobre la superficie corporal. Estos dispositivos integran etapas de amplificación, filtrado y acondicionamiento de señal, lo que posibilita la obtención de una señal bioeléctrica adecuada para su procesamiento y visualización en sistemas digitales. En contextos educativos, estos módulos cumplen un rol fundamental al traducir la bioelectricidad cardíaca en una representación observable y comprensible [67].

En proyectos biomédicos con fines no clínicos, como simuladores educativos, se emplean módulos ECG de bajo

consumo y arquitectura simplificada, diseñados para trabajar con microcontroladores como Arduino. Estos sistemas permiten la adquisición continua de la señal electrocardiográfica en tiempo real, facilitando la observación del ritmo cardíaco, la identificación de complejos básicos y la relación entre actividad eléctrica y frecuencia cardíaca, sin pretender realizar diagnóstico médico [69].

Desde el punto de vista pedagógico, la utilización de módulos ECG reales fortalece el aprendizaje significativo, ya que el estudiante puede observar variaciones fisiológicas auténticas y relacionarlas con conceptos teóricos previamente abordados. Esta interacción directa con señales reales promueve la alfabetización sanitaria y refuerza la comprensión de la dinámica cardiovascular, especialmente cuando se integra con interfaces gráficas claras y simulación física complementaria.

V-H3. Electrodo y sistemas de contacto bioeléctrico: Los electrodos constituyen el elemento de interfaz entre el cuerpo humano y el sistema de adquisición de señales bioeléctricas. Su función principal consiste en transducir la actividad iónica generada por las células excitables en señales eléctricas medibles por dispositivos electrónicos. En electrocardiografía, los electrodos superficiales permiten captar diferencias de potencial producidas por los procesos de despolarización y repolarización cardíaca [70].

En sistemas educativos, se emplean electrodos adhesivos o reutilizables diseñados para aplicaciones no invasivas, priorizando la seguridad, la comodidad y la facilidad de uso. La calidad del contacto electrodo–piel influye directamente en la relación señal–ruido, por lo que aspectos como la impedancia de contacto y la correcta colocación resultan relevantes incluso en aplicaciones didácticas [67].

El uso adecuado de electrodos en simuladores educativos contribuye a que el usuario comprenda la importancia del correcto acoplamiento bioeléctrico y la influencia de factores externos, como el movimiento corporal o la interferencia eléctrica, en la calidad de la señal electrocardiográfica. Este enfoque facilita la introducción de conceptos básicos de instrumentación biomédica, como impedancia de contacto y relación señal–ruido, sin necesidad de profundizar en procedimientos clínicos complejos, permitiendo una aproximación segura y didáctica al proceso de adquisición bioeléctrica, tal como se aprecia en la Figura 5.



Figura 5: Electrodo superficial utilizado para la adquisición no invasiva [66].

V-H4. Actuadores mecánicos (servomotores) para simulación física: Los actuadores mecánicos, como los servomotores, permiten reproducir movimientos controlados con alta precisión, lo que los hace adecuados para la simulación física de procesos fisiológicos. En simuladores cardiovasculares, estos dispositivos se emplean para representar el movimiento rítmico del corazón, sincronizado con la señal eléctrica adquirida o simulada.

La integración de simulación mecánica con señales bioeléctricas refuerza el aprendizaje multimodal al combinar estímulos visuales, mecánicos y cognitivos. Esta aproximación facilita la comprensión de la relación entre la actividad eléctrica del corazón y su contracción mecánica, principio conocido como acoplamiento excitación-contracción [71].

Desde una perspectiva educativa, la simulación física aporta realismo y reduce la abstracción, permitiendo que el estudiante asocie directamente la señal visualizada en la pantalla con el movimiento del órgano simulado. Esto fortalece la construcción de significado y mejora la retención del conocimiento.

V-H5. Fuente de alimentación y seguridad eléctrica: La seguridad eléctrica constituye un aspecto fundamental en cualquier sistema biomédico que interactúe con el cuerpo humano, incluso cuando se trata de aplicaciones educativas. El uso de fuentes de alimentación aisladas, voltajes bajos y corrientes limitadas reduce el riesgo eléctrico y garantiza un entorno seguro para el usuario [72].

En simuladores educativos basados en microcontroladores, se emplean fuentes de baja potencia que cumplen con principios de aislamiento y protección, lo que permite la adquisición segura de señales bioeléctricas sin comprometer la integridad del usuario. Aunque estos sistemas no están destinados a uso clínico, la aplicación de criterios básicos de seguridad eléctrica contribuye a la formación responsable en ingeniería biomédica.

La consideración de la seguridad desde la etapa de diseño refuerza el enfoque ético y profesional del proyecto, alineándose con las buenas prácticas de desarrollo de tecnologías biomédicas y con la responsabilidad social del ingeniero biomédico.

VI. MARCO METODOLÓGICO

VI-A. *Enfoque y modalidad de la investigación*

La presente investigación se desarrolla bajo un enfoque cuantitativo; el funcionamiento del sistema propuesto se basa en la adquisición, procesamiento y visualización de variables cardíacas. Estas variables permiten ser representadas numéricamente, evaluadas en términos de amplitud, forma y estabilidad temporal, y utilizadas como insumo directo para la operación del simulador cardíaco.

Este enfoque resulta adecuado debido a que el proyecto no se centra en percepciones subjetivas del usuario, sino en el comportamiento técnico del sistema, evaluado a partir de la correcta adquisición de la señal ECG, su visualización en tiempo real y su sincronización con la respuesta electromecánica del simulador. Por tanto, el análisis se fundamenta en datos objetivos generados por el propio sistema implementado.

Adicionalmente, la investigación adopta una modalidad tecnológico experimental, dado que el trabajo está orientado al diseño, integración y puesta en funcionamiento de un prototipo biomédico, en el cual se combinan componentes electrónicos, módulos de adquisición de señal y una interfaz de visualización. La experimentación se lleva a cabo mediante la configuración progresiva del sistema, la verificación de sus conexiones físicas, la observación de su respuesta funcional y la validación de su operación bajo condiciones controladas.

El carácter aplicado de la investigación se justifica porque el desarrollo realizado busca resolver una necesidad concreta en el ámbito educativo, específicamente la mejora de un simulador cardíaco previamente desarrollado mediante la incorporación de adquisición de señales bioeléctricas reales en tiempo real. El proyecto no persigue la generación de teoría, sino la implementación funcional de una solución tecnológica que pueda ser utilizada como herramienta de apoyo al aprendizaje.

Asimismo, el estudio se clasifica como investigación tecnológica. El eje central del trabajo es la construcción y validación de un prototipo funcional, evaluando su desempeño técnico, su integración con el simulador existente y su adecuación a un entorno educativo.

El diseño de la investigación es experimental de carácter transversal, debido a que el desarrollo, integración y evaluación del sistema se realizan dentro de un periodo definido, sin seguimiento longitudinal de los usuarios. La evaluación se enfoca en el funcionamiento del sistema en condiciones específicas de uso, permitiendo verificar su comportamiento técnico y su estabilidad operativa.

VI-B. *Población objetivo*

La población del estudio está conformada por estudiantes de la carrera de Biomedicina, quienes constituyen el grupo objetivo natural del sistema desarrollado, debido a su formación académica y a su contacto directo con contenidos relacionados con instrumentación biomédica, fisiología cardiovascular y sistemas de simulación. La selección de esta población se justifica porque el simulador está diseñado como una herramienta de apoyo al aprendizaje técnico, orientada a la comprensión de la relación entre la señal electrocardiográfica y la respuesta mecánica del corazón.

La muestra corresponde a un grupo de estudiantes seleccionados por conveniencia, quienes participan en sesiones prácticas controladas donde se utiliza el simulador repotenciado. Esta selección permite evaluar el funcionamiento del sistema en un entorno real de uso educativo, sin requerir procesos de muestreo complejos, ya que el objetivo principal no es la generalización estadística de resultados, sino la verificación del comportamiento técnico del sistema y su adecuación como recurso didáctico.

Durante las sesiones prácticas, los estudiantes interactúan con el simulador para observar la adquisición y visualización de la señal electrocardiográfica en tiempo real, así como su sincronización con la respuesta electromecánica

del sistema. Esto permite analizar de manera directa si el prototipo cumple con los requerimientos funcionales planteados y si su operación resulta comprensible dentro de un contexto académico.

El sistema desarrollado se enmarca en un contexto estrictamente educativo y demostrativo, orientado a la enseñanza de la fisiología cardiovascular y a la comprensión de la relación entre la actividad eléctrica del corazón y su manifestación mecánica. Su uso se limita exclusivamente a escenarios formativos, descartando cualquier finalidad diagnóstica o clínica, por lo que no constituye un dispositivo médico. Esta delimitación define con claridad el alcance del proyecto, centrando la evaluación en su desempeño técnico, estabilidad operativa, integración electromecánica y valor didáctico, sin involucrar interpretación clínica de la señal electrocardiográfica.

VI-C. Técnicas e instrumentos de recolección de datos

La recolección de datos en el presente proyecto se orienta a verificar el funcionamiento del simulador cardíaco repotenciado y a evaluar su comportamiento como herramienta de apoyo al aprendizaje. Para ello, se emplean técnicas de recolección que permiten analizar tanto el desempeño técnico del sistema como su uso dentro de un contexto educativo, en coherencia con el carácter tecnológico y aplicado de la investigación.

Las técnicas de recolección de datos empleadas corresponden a medición instrumental directa y observación estructurada, acordes con el carácter experimental y tecnológico del estudio. La medición instrumental consistió en la adquisición digital de la señal electrocardiográfica mediante sensores, módulos de amplificación y microcontroladores, registrando parámetros como valores analógicos y frecuencia cardíaca detectada. Paralelamente, se aplicó observación técnica del comportamiento electrónico del sistema y observación pedagógica del uso del simulador en contexto formativo, permitiendo validar tanto su funcionamiento técnico como su pertinencia educativa.

Desde el punto de vista técnico, la recolección de datos se centra en la adquisición directa de la señal electrocardiográfica, generada y procesada por el sistema desarrollado. Esta técnica permite evaluar si el simulador es capaz de captar, visualizar y mantener de forma estable una señal bioeléctrica real en tiempo real. Asimismo, se considera la observación del comportamiento del sistema electrónico, con el fin de verificar la correcta operación de sus componentes, la estabilidad del trazado ECG y la coherencia de la comunicación entre los elementos que conforman el simulador. A fin de sistematizar la aplicación de las técnicas descritas, se elaboró un registro estructurado, Tabla V, de pruebas experimentales y observaciones técnicas, el cual permitió documentar las condiciones de medición, los valores obtenidos y el comportamiento funcional del sistema.

Tabla V: Técnicas e instrumentos utilizados en la recolección de datos. Fuente: Autor Propio.

Técnica de recolección	Instrumento utilizado	Variable registrada	Finalidad de la recolección
Medición instrumental directa	Módulo ECG (AD8232) y Arduino Nano	Señal ECG analógica y BPM detectado	Verificar la adquisición de señal bioeléctrica real en tiempo real
Registro digital automatizado	Monitor Serial del entorno Arduino	Valores de BPM calculados y datos digitales	Evaluar estabilidad y continuidad de la señal procesada
Observación técnica estructurada	Arduino Serial Plotter e interfaz gráfica Nextion	Comportamiento del trazado ECG y sincronización del sistema	Analizar la coherencia funcional entre señal, visualización y respuesta mecánica
Observación pedagógica	Actividades prácticas supervisadas con el simulador	Interacción usuario-sistema	Validar el uso del simulador como herramienta de apoyo al aprendizaje

La aplicación de estas técnicas resulta adecuada porque el objetivo del proyecto no es únicamente obtener una señal electrocardiográfica, sino comprobar su integración funcional dentro del simulador, asegurando continuidad, estabilidad y correspondencia con el funcionamiento general del sistema. De este modo, la recolección técnica de datos permite validar el desempeño del prototipo bajo condiciones controladas de uso.

Por otra parte, desde un enfoque educativo, la recolección de datos se basa en la observación del uso del simulador durante actividades prácticas, en las cuales los usuarios interactúan con la visualización de la señal ECG en tiempo real. Esta técnica permite analizar cómo el simulador facilita la comprensión de conceptos básicos de fisiología cardiovascular, en particular la relación entre la actividad eléctrica del corazón y su respuesta mecánica.

VI-D. Procedimiento metodológico y desarrollo del prototipo

El procedimiento metodológico adoptado para el desarrollo del prototipo se estructura en fases secuenciales e integradas, siguiendo una lógica propia de los procesos de ingeniería biomédica orientados al diseño, implementación y validación de sistemas tecnológicos. Esta estructura permite abordar el proyecto de manera ordenada, asegurando coherencia entre el análisis del sistema existente, el diseño de nuevas funcionalidades y la integración progresiva de los distintos componentes del simulador.

La definición de fases responde a la necesidad de descomponer el problema global en etapas específicas, facilitando el análisis técnico, la toma de decisiones de diseño y la verificación del funcionamiento del sistema en cada nivel. De este modo, cada fase cumple un objetivo concreto dentro del desarrollo del prototipo y aporta información relevante para la etapa siguiente, evitando implementaciones aisladas o desarticuladas.

Asimismo, la organización del procedimiento en fases permite diferenciar claramente las etapas de análisis, diseño, adquisición, integración y ensamblaje, manteniendo una progresión lógica desde la evaluación del simulador cardíaco original hasta la puesta en funcionamiento del sistema repotenciado. Esta metodología favorece la trazabilidad del desarrollo, cada decisión técnica se fundamenta en los resultados obtenidos en fases previas.

Bajo este enfoque, el desarrollo del prototipo no se concibe como un proceso lineal rígido, sino como un proceso iterativo y controlado, en el cual la validación funcional de cada fase garantiza la estabilidad y coherencia del sistema final. A continuación, se describen las fases que conforman el procedimiento metodológico, detallando los objetivos y actividades desarrolladas en cada una de ellas.

VI-D1. Fase de análisis: El punto de partida del presente proyecto es un simulador cardíaco previamente desarrollado, concebido como una herramienta didáctica orientada a la representación mecánica del latido cardíaco. Este simulador permite visualizar de forma física la contracción y relajación del corazón mediante un sistema electromecánico controlado electrónicamente, ofreciendo una aproximación inicial a la comprensión del funcionamiento cardíaco.

Desde el punto de vista funcional, el simulador cuenta con un microcontrolador como unidad central de control, encargado de generar las señales necesarias para accionar los actuadores electromecánicos. Estos actuadores permiten reproducir un movimiento repetitivo que simula el latido del corazón, el cual es transmitido a través de una estructura mecánica diseñada para hacer visible dicho movimiento. Adicionalmente, el sistema incorpora una interfaz física de usuario, que facilita la interacción con el simulador y la visualización de su estado de funcionamiento.

El comportamiento del simulador existente se basa en el uso de señales simuladas, las cuales permiten controlar la frecuencia y el ritmo del movimiento mecánico sin depender de señales bioeléctricas reales. Esta característica posibilita una operación estable y controlada del sistema, adecuada para fines demostrativos y educativos básicos.

En su estado actual, el simulador cumple la función de representar el latido cardíaco desde una perspectiva mecánica y visual; sin embargo, la experiencia del usuario se limita a la observación del movimiento generado, sin una interacción directa con la actividad eléctrica real del corazón. Esta condición establece el contexto técnico inicial sobre el cual se plantea la repotenciación del sistema. La Figura 6 muestra el simulador cardíaco en su configuración física original y configuración mecánica inicial.



Figura 6: Simulador cardíaco original utilizado como base para el proceso de repotenciación [73].

Identificación de las limitaciones del simulador cardíaco existente: A partir del análisis del simulador cardíaco existente, se identifican limitaciones asociadas principalmente al tipo de señal utilizada para su funcionamiento. El sistema opera mediante señales simuladas generadas internamente, las cuales permiten controlar de forma estable la frecuencia y el ritmo del movimiento mecánico del modelo cardíaco.

Si bien este enfoque garantiza un funcionamiento controlado del simulador, limita la integración de señales bioeléctricas reales y, por tanto, la posibilidad de establecer una relación directa entre la actividad eléctrica del corazón y su respuesta mecánica. En consecuencia, el simulador no incorpora retroalimentación fisiológica en tiempo real ni permite analizar variaciones propias de cada usuario.

Estas limitaciones no afectan la operación básica del sistema; sin embargo, delimitan su alcance funcional y justifican la necesidad de una repotenciación orientada a la incorporación de adquisición de señales electrocardiográficas reales.

En la Tabla VI se resumen las principales limitaciones técnicas y funcionales identificadas en el simulador cardíaco existente, a partir del análisis realizado en esta fase.

Tabla VI: Limitaciones técnicas y educativas del simulador cardíaco existente. Fuente: Autor Propio.

Aspecto analizado	Estado actual	Limitación identificada
Tipo de señal utilizada	Señales simuladas generadas internamente	No existe interacción con señales bioeléctricas reales
Relación ECG–movimiento	Predefinida por el sistema	No refleja la actividad eléctrica real del usuario
Interacción del usuario	Observación del movimiento mecánico	Ausencia de biofeedback fisiológico en tiempo real
Variabilidad fisiológica	Valores fijos y controlados	No permite analizar cambios reales entre usuarios
Enfoque educativo	Demostrativo básico	Limitada profundización en la relación eléctrica–mecánica

Objetivo técnico de la repotenciación: El objetivo técnico de la repotenciación del simulador cardíaco consiste en ampliar las capacidades funcionales del sistema existente mediante la incorporación de un módulo de adquisición de señales electrocardiográficas reales en tiempo real, manteniendo la estructura mecánica, la arquitectura electrónica base y el enfoque educativo del simulador original.

Esta repotenciación se orienta a integrar la señal adquirida al funcionamiento general del simulador, de modo que la visualización y el comportamiento del sistema estén directamente relacionados con la actividad eléctrica real del usuario. Con ello, se busca fortalecer la relación entre la señal ECG y la respuesta mecánica del modelo cardíaco, sin modificar el propósito didáctico del dispositivo ni introducir funcionalidades de carácter diagnóstico o clínico.

Definición del flujo funcional esperado: Una vez establecidas las limitaciones y definido el objetivo técnico de la repotenciación, se plantea el flujo funcional esperado del sistema, el cual describe la secuencia lógica de operación del simulador durante su uso.

El flujo inicia con la actividad eléctrica cardíaca del usuario, la cual es captada mediante el sistema de adquisición electrocardiográfica. Esta señal bioeléctrica es procesada y visualizada en tiempo real a través de la interfaz gráfica del simulador, permitiendo observar el trazado de la actividad cardíaca del usuario.

La señal electrocardiográfica adquirida es sometida a un proceso de acondicionamiento digital y detección de picos característicos del complejo QRS, permitiendo calcular la frecuencia cardíaca instantánea (BPM). Dicho parámetro es transmitido en tiempo real al sistema de control mediante comunicación serial y utilizado como variable de actuación para sincronizar la respuesta electromecánica del modelo con la actividad eléctrica detectada. El flujo funcional descrito se resume de forma esquemática en la Figura 7, la cual presenta la secuencia general de operación del sistema repotenciado.

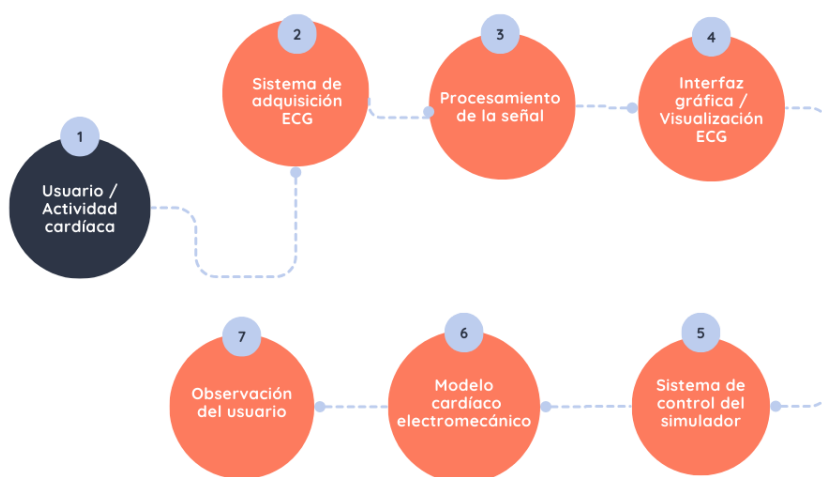


Figura 7: Flujo funcional. Fuente: Autor propio.

VI-D2. Componentes y materiales del sistema: La correcta selección y utilización de los componentes electrónicos y electromecánicos constituye un aspecto fundamental en el desarrollo del simulador cardíaco. En esta fase se describen los principales elementos de hardware que conforman el sistema, detallando su función, características relevantes y el motivo de su elección dentro del contexto del proyecto.

La descripción de los componentes se organiza en dos grupos claramente diferenciados. El primero corresponde a los elementos que forman parte del simulador cardíaco original, los cuales han demostrado un funcionamiento estable y adecuado para fines educativos. El segundo grupo incluye los componentes incorporados para la repotenciación del sistema, orientados a la adquisición y visualización de señales electrocardiográficas reales.

Desde un punto de vista metodológico, esta separación permite analizar de manera clara qué elementos se mantienen del diseño original y cuáles se integran como parte del proceso de mejora del simulador, evitando redundancias en fases posteriores y facilitando la comprensión del sistema en su conjunto.

Componentes del simulador cardíaco original: El simulador cardíaco original está conformado por un conjunto de componentes electrónicos y electromecánicos que permiten reproducir de manera controlada el movimiento mecánico del latido cardíaco y proporcionar una interfaz básica de interacción con el usuario. Estos elementos constituyen la base funcional del sistema y se mantienen en la repotenciación debido a su adecuado desempeño y compatibilidad con los nuevos subsistemas incorporados.

El microcontrolador principal del simulador actúa como la unidad central de control, encargándose de la generación de señales de control, la gestión de los modos de funcionamiento y la comunicación con la interfaz gráfica. Su capacidad de procesamiento y versatilidad permiten coordinar de manera eficiente los distintos elementos del sistema.

El sistema electromecánico del simulador está compuesto por servomotores que transforman las señales eléctricas de control en movimiento mecánico, permitiendo simular el ciclo de contracción y relajación del corazón. Estos actuadores se integran a una estructura mecánica diseñada para hacer visible el movimiento, facilitando la comprensión del comportamiento cardíaco desde una perspectiva física.

Adicionalmente, el simulador incorpora una pantalla táctil como interfaz gráfica de usuario, la cual permite la visualización de parámetros simulados y la selección de modos de operación. La interfaz facilita la interacción directa con el sistema y constituye un elemento clave para el uso didáctico del simulador.

Con el fin de sintetizar los elementos de hardware que conforman el simulador cardíaco original, en la Tabla VII se presentan los principales componentes utilizados, junto con su función dentro del sistema y la justificación de su permanencia en el proceso de repotenciación. Esta síntesis permite identificar los elementos que constituyen la base funcional del simulador y que continúan siendo utilizados debido a su adecuado desempeño y compatibilidad con los nuevos subsistemas incorporados.

Tabla VII: Componentes del simulador cardíaco original. Fuente: Autor Propio.

Componente		Función principal	Justificación de uso
Microcontrolador (Arduino UNO)	principal	Unidad central de control del simulador	Permite gestionar los modos de funcionamiento, coordinar los actuadores electromecánicos y comunicarse con la interfaz gráfica de forma estable y flexible.
Servomotores		Actuadores electromecánicos del sistema	Transforman las señales de control en movimiento mecánico, permitiendo simular el ciclo de contracción y relajación del corazón de manera repetitiva y controlada.
Pantalla táctil NX4827T043	Nextion	Interfaz gráfica de usuario	Facilita la interacción con el simulador y la visualización de parámetros simulados, manteniendo una respuesta rápida y una presentación clara de la información.
Estructura mecánica del corazón		Soporte físico del sistema	Permite visualizar de forma tangible el movimiento generado por los actuadores, reforzando el enfoque didáctico del simulador.
Fuente de alimentación y componentes auxiliares		Suministro energético y conexión	Garantizan el funcionamiento continuo del sistema, proporcionando la energía necesaria y asegurando conexiones eléctricas estables entre los componentes.

Componentes incorporados para la repotenciación del simulador: Con el objetivo de ampliar las capacidades del simulador cardíaco y permitir la adquisición de señales fisiológicas reales, se incorporan nuevos componentes electrónicos orientados al procesamiento de la señal electrocardiográfica. Estos elementos se integran al sistema existente de manera modular, garantizando la compatibilidad y estabilidad del simulador.

El módulo de adquisición electrocardiográfica se emplea para captar la señal bioeléctrica generada por la actividad cardíaca mediante electrodos de superficie. Este módulo realiza el acondicionamiento básico de la señal, permitiendo su lectura por un microcontrolador y facilitando su posterior procesamiento.

Para la gestión de la señal ECG se utiliza un microcontrolador dedicado, el cual se encarga de la lectura, digitalización y procesamiento básico de la señal electrocardiográfica. La utilización de una unidad de procesamiento independiente permite aislar la adquisición de la señal fisiológica del control electromecánico del simulador, mejorando la estabilidad y confiabilidad del sistema.

Asimismo, se incorporan electrodos de superficie y elementos auxiliares de conexión que permiten una correcta adquisición de la señal electrocardiográfica, considerando aspectos como el contacto electrodo–piel y la reducción de ruido durante la medición.

De manera complementaria, en la Tabla VIII se detallan los componentes electrónicos incorporados para la repotenciación del simulador cardíaco, especificando su función principal y el aporte que realizan al sistema. Esta organización facilita la comprensión de los nuevos elementos integrados y su rol dentro del funcionamiento general del simulador.

Tabla VIII: Componentes incorporados para la repotenciación del simulador cardíaco. Fuente: Autor Propio.

Componente	Función principal	Aporte al sistema
Módulo de adquisición ECG (AD8232)	Acondicionamiento de la señal electrocardiográfica	Permite captar señales bioeléctricas reales del corazón y entregarlas en condiciones adecuadas para su procesamiento digital.
Microcontrolador dedicado (Arduino Nano)	Procesamiento básico de la señal ECG	Aísla la adquisición y digitalización de la señal electrocardiográfica del control principal del simulador, mejorando la estabilidad del sistema.
Electrodos de superficie	Captación de señal bioeléctrica	Facilitan el contacto electrodo–piel necesario para la adquisición de la señal ECG, considerando comodidad y reducción de ruido.
Elementos auxiliares de conexión	Interconexión de componentes	Permiten integrar los nuevos subsistemas al simulador existente sin alterar su estructura base.

VI-D3. Fase de diseño del sistema de adquisición electrocardiográfica:

Requisitos de la señal electrocardiográfica: El diseño del sistema de adquisición electrocardiográfica parte del análisis de las características propias de la señal ECG y de su integración al simulador cardíaco existente. La señal electrocardiográfica corresponde a una señal bioeléctrica de baja amplitud, lo que implica la necesidad de un sistema de adquisición capaz de captar variaciones pequeñas de voltaje de forma estable y continua.

Debido a su naturaleza, la señal ECG es susceptible a interferencias eléctricas y perturbaciones externas, por lo que el diseño del sistema debe considerar condiciones que garanticen una adquisición confiable en tiempo real. Esto resulta fundamental para que la señal visualizada mantenga coherencia con la actividad cardíaca del usuario y pueda ser integrada de manera funcional al simulador sin comprometer la estabilidad del sistema.

Asimismo, el sistema de adquisición debe permitir una lectura continua de la señal de modo que su comportamiento pueda ser representado tanto en la interfaz gráfica como en la respuesta electromecánica del simulador. La continuidad temporal de la señal es un requisito clave para asegurar la correcta sincronización entre la actividad eléctrica y el movimiento mecánico del modelo cardíaco.

Finalmente, los requisitos de la señal se establecen considerando el enfoque educativo del proyecto, priorizando la estabilidad, la claridad del trazado y la facilidad de integración con el simulador existente, sin perseguir fines de diagnóstico clínico. Estos criterios orientan las decisiones de diseño del sistema de adquisición que se desarrollan en las fases posteriores.

Consideraciones de seguridad y uso educativo del sistema de adquisición: El diseño del sistema considera criterios de seguridad acordes con su aplicación en un entorno educativo y no clínico. Dado que el sistema interactúa directamente con el usuario para la captación de señales bioeléctricas, es necesario garantizar condiciones de operación que minimicen riesgos eléctricos y aseguren un uso controlado del simulador durante las actividades prácticas.

Desde el punto de vista del uso educativo, el sistema de adquisición se concibe como una herramienta de apoyo al aprendizaje, por lo que su diseño prioriza la simplicidad de operación y la confiabilidad del funcionamiento. Estas consideraciones permiten que el usuario se concentre en la interpretación de la señal y en la relación entre la actividad eléctrica y la respuesta mecánica del simulador, sin introducir complejidades propias de sistemas clínicos.

Asimismo, el sistema se diseña para operar bajo condiciones supervisadas y con fines demostrativos, evitando la incorporación de funciones orientadas al diagnóstico médico. Esta delimitación del uso del sistema influye direc-

tamente en las decisiones de diseño, permitiendo una integración segura con el simulador existente y manteniendo la coherencia con los objetivos académicos del proyecto.

Arquitectura general del sistema de adquisición electrocardiográfica: La arquitectura general del sistema se diseña a partir de una organización modular, con el objetivo de facilitar su integración con el simulador cardíaco existente y permitir un funcionamiento estable del sistema en su conjunto. Esta arquitectura contempla una secuencia de bloques funcionales que intervienen desde la captación de la señal bioeléctrica hasta su utilización dentro del simulador.

En primer lugar, el sistema incorpora un bloque de adquisición de la señal encargado de recoger la actividad eléctrica cardíaca del usuario. Esta señal es conducida hacia un bloque de acondicionamiento y procesamiento básico, donde se prepara para su lectura digital, garantizando niveles adecuados para su manejo por el sistema de control.

Posteriormente, la señal acondicionada es gestionada por el sistema de control central del simulador, el cual se encarga de coordinar su visualización en la interfaz gráfica y su integración con el comportamiento general del sistema. Esta organización permite que la señal adquirida influya directamente en la representación visual y funcional del simulador, manteniendo coherencia con el flujo funcional definido en la fase de análisis.

La arquitectura propuesta prioriza la separación clara de funciones entre los distintos bloques, lo que favorece la estabilidad del sistema, la facilidad de mantenimiento y la posibilidad de futuras ampliaciones. Asimismo, esta estructura modular permite que el sistema de adquisición se integre sin alterar de forma significativa la arquitectura base del simulador, respetando su diseño original y su enfoque educativo.

Criterios de diseño y selección del sistema de adquisición electrocardiográfica: Los criterios se establecen en función de su correcta integración al simulador cardíaco existente y de su adecuación al enfoque educativo del proyecto. En este sentido, se prioriza un sistema que permita la adquisición estable de la señal en tiempo real, garantizando continuidad en el trazado y coherencia con el funcionamiento general del simulador.

Uno de los criterios principales corresponde a la compatibilidad del sistema de adquisición con la arquitectura electrónica base del simulador, de modo que su incorporación no requiera modificaciones estructurales significativas. Asimismo, se considera la facilidad de integración como un factor relevante, permitiendo una implementación ordenada y un control adecuado del flujo de información dentro del sistema.

Adicionalmente, se prioriza la confiabilidad del sistema de adquisición y su comportamiento bajo condiciones de uso controlado, propios de un entorno académico. Estos criterios permiten asegurar que la señal electrocardiográfica adquirida pueda ser utilizada de forma consistente para la visualización y la sincronización con la respuesta electromecánica del simulador.

Finalmente, el proceso de selección del sistema de adquisición se orienta a cumplir los requerimientos técnicos definidos en esta fase, manteniendo un equilibrio entre funcionalidad, simplicidad y propósito educativo. Estos criterios establecen la base para la fase posterior de adquisición de la señal electrocardiográfica, donde se detallan los elementos específicos empleados en la implementación del sistema. Con el fin de sintetizar los principales criterios considerados en el diseño del sistema de adquisición electrocardiográfica, en la Tabla XI se resumen los aspectos técnicos que orientan su selección e integración al simulador.

Tabla IX: Criterios de diseño del sistema de adquisición electrocardiográfica. Fuente: Autor Propio.

Criterio	Descripción
Tipo de señal	Adquisición de señal electrocardiográfica bioeléctrica de baja amplitud, adecuada para uso educativo.
Operación en tiempo real	Capacidad del sistema para adquirir y transmitir la señal ECG de forma continua, permitiendo su visualización inmediata.
Compatibilidad con el simulador	Integración con la arquitectura electrónica existente sin requerir modificaciones estructurales significativas.
Seguridad del usuario	Diseño orientado a un uso controlado y seguro, acorde a un entorno académico no clínico.
Estabilidad de la señal	Obtención de un trazado ECG estable y coherente para su correcta interpretación visual.
Facilidad de integración	Arquitectura modular que permita una implementación ordenada dentro del sistema existente.
Enfoque educativo	Prioridad en la claridad del trazado y en la relación señal–respuesta mecánica, sin fines diagnósticos.

VI-D4. Fase de adquisición de la señal:

Sistema de adquisición electrocardiográfica empleado: Para la adquisición de la señal se emplea un módulo AD8232, el cual está diseñado para la captura y acondicionamiento de señales bioeléctricas de baja amplitud provenientes del corazón. Este módulo permite amplificar y filtrar la señal ECG, entregando una salida analógica adecuada para su posterior lectura y procesamiento.

El módulo AD8232 se integra a un microcontrolador Arduino Nano, el cual actúa como unidad de lectura y gestión de la señal adquirida. La utilización del Arduino Nano permite una adquisición estable de la señal electrocardiográfica, facilitando la lectura analógica continua y su posterior utilización dentro del sistema, sin interferir con la arquitectura electrónica principal del simulador cardíaco.

Procesamiento digital implementado en el Arduino Nano: El Arduino Nano ejecuta un algoritmo de adquisición y procesamiento básico orientado a la obtención de una variable funcional (BPM) a partir de la señal analógica proporcionada por el módulo AD8232. En primer lugar, la señal es muestreada mediante conversión analógico-digital (ADC) a través de la entrada A0. Posteriormente, se aplica un acondicionamiento digital compuesto por un filtrado pasa-bajos de primer orden y un filtrado pasa-altos de primer orden, con el objetivo de atenuar ruido de alta frecuencia y reducir la deriva de línea base.

Con el fin de resaltar los eventos de latido, el sistema genera una señal normalizada alrededor de un nivel medio (512) y aplica una ganancia digital. A continuación, se calcula una medida de energía basada en la diferencia absoluta entre muestras consecutivas, la cual es suavizada mediante un filtro exponencial. Sobre esta medida se implementa un umbral adaptativo, permitiendo detectar eventos correspondientes al complejo QRS de manera más robusta ante variaciones de ruido y contacto electrodo-piel. En la Tabla X se enseña estas diferentes etapas.

Tabla X: Etapas del procesamiento digital implementado en el Arduino Nano. Fuente: Autor Propio.

Etapa	Descripción	Salida
Adquisición ADC	Lectura continua de la señal analógica desde el pin A0 del Arduino Nano	Muestras crudas (0–1023)
Filtrado digital	Aplicación de filtros pasa-bajos y pasa-altos de primer orden para estabilizar la señal y reducir ruido	Señal filtrada
Normalización y ganancia	Centrado de la señal en el valor medio (512) y amplificación digital controlada	Señal acondicionada
Energía y umbral adaptativo	Cálculo de energía mediante diferencias sucesivas y ajuste dinámico del umbral de detección	Detección de evento
Refractario	Implementación de período refractario para evitar dobles detecciones de un mismo latido	Eventos válidos
Cálculo de BPM	Determinación de la frecuencia cardíaca a partir del intervalo R–R y aplicación de suavizado	BPM estimado
Transmisión serial	Envío periódico del valor de BPM en formato BPM:xx.x hacia el sistema principal	BPM para integración

En la Figura 8 se muestra el fragmento del código responsable de la detección de eventos de latido y del cálculo de la frecuencia cardíaca a partir del intervalo temporal entre eventos consecutivos.

```

1 // Lectura de señal ECG
2 int raw = analogRead(A0);
3
4 // Filtrado básico (LP + HP)
5 lp = (1.0 - alphaLP) * lp + alphaLP * raw;
6 hp = (1.0 - alphaHP) * (hp + lp - prev_lp);
7 prev_lp = lp;
8
9 // Normalización
10 int sig = (int)(512 + GAIN * hp);
11 sig = constrain(sig, 0, 1023);
12
13 // Cálculo de energía para detección de latido
14 int diff = sig - prevSig;
15 prevSig = sig;
16 energyLP = (1.0 - alphaE) * energyLP + alphaE * abs(diff);
17
18 // Detección de evento tipo QRS
19 if (energyLP > thr && (millis() - lastBeatMs) > refractoryMs) {
20     lastBeatMs = millis();
21
22     unsigned long dt = lastBeatMs - lastBeatForBPM;
23     if (dt > 320 && dt < 1800) { // rango fisiológico
24         float inst = 60000.0 / dt;
25         bpm = 0.90 * bpm + 0.10 * inst; // suavizado
26     }
27     lastBeatForBPM = lastBeatMs;
28 }
29
30 // Envío del BPM al sistema principal
31 Serial.print("BPM:");
32 Serial.println(bpm, 1);

```

Figura 8: Fragmento del algoritmo implementado en el Arduino Nano para la detección de latidos y cálculo de la frecuencia cardíaca en tiempo real. Fuente: Autor Propio.

Una vez identificado un evento de latido, se aplica un periodo refractario para evitar detecciones múltiples dentro del mismo ciclo. La frecuencia cardíaca se calcula a partir del intervalo temporal entre eventos consecutivos (intervalo R–R), y se suaviza mediante un filtro de primer orden para reducir fluctuaciones abruptas. Finalmente, el

valor de BPM es transmitido al sistema principal mediante comunicación serial en formato $BPM: xx.x$, permitiendo su integración con los procesos de control electromecánico y visualización del simulador repotenciado. La separación del sistema de adquisición ECG mediante el uso de un microcontrolador dedicado permite aislar el proceso de captura de la señal bioeléctrica, mejorando la estabilidad de la lectura y simplificando su integración posterior al simulador. Esta configuración resulta adecuada para un entorno educativo, permite un control más preciso de la señal y una mayor flexibilidad durante las pruebas de adquisición.

Con el propósito de documentar el sistema de adquisición electrocardiográfica empleado y su implementación durante las pruebas iniciales, se presentan a continuación los principales componentes utilizados y su configuración experimental. Las Figuras 9 y 10 se puede visualizar tanto los elementos a utilizar. En la Figura 11, se presenta la conexión de prueba del arduino con el módulo AD8232 en un protoboard, evidenciando la conexión entre los componentes.

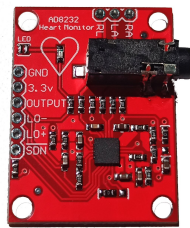


Figura 9: AD8232 módulo ECG. Fuente: Autor Propio.

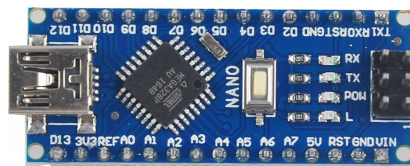


Figura 10: Microcontrolador Arduino NANO. Fuente: Autor Propio.

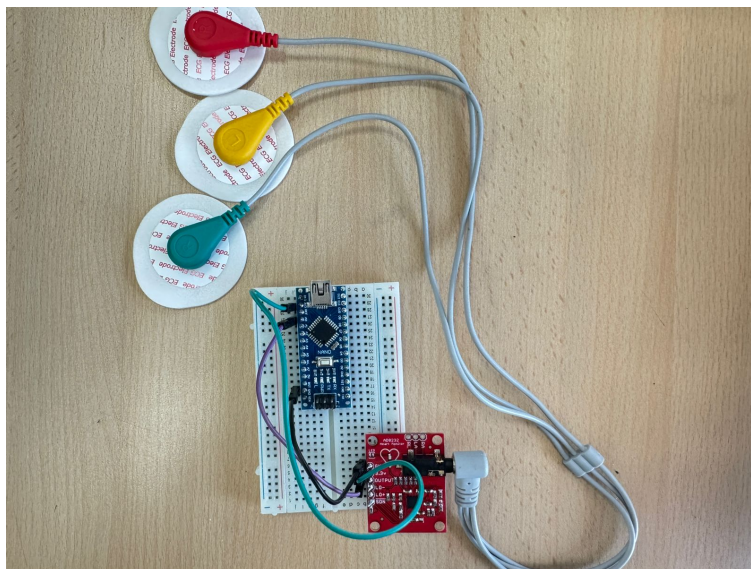


Figura 11: Conexión Nano + ECG en protoboard. Fuente: Autor Propio.

Una vez establecidas las condiciones de adquisición, se realizan pruebas orientadas a verificar el correcto funcionamiento del sistema de captura de la señal electrocardiográfica. Estas pruebas permiten evaluar la respuesta del módulo de adquisición y del sistema de lectura ante la señal bioeléctrica generada por el usuario, así como identificar factores que influyen en la estabilidad del trazado obtenido.

Durante las pruebas iniciales se prestó especial atención a la continuidad del trazado y a la presencia de perturbaciones o ruido. Este proceso permite identificar ajustes necesarios en la colocación de los electrodos, en el contacto electrodo-piel y en las condiciones generales de adquisición, con el fin de mejorar la calidad de la señal capturada.

Asimismo, las pruebas de adquisición permiten verificar que el sistema es capaz de responder de manera consistente a la actividad eléctrica cardíaca del usuario, generando un trazado con características visuales reconocibles. Esta evaluación funcional no se orienta a la interpretación clínica de la señal, sino a confirmar que el sistema de adquisición cumple con los requerimientos establecidos para su uso educativo y su integración posterior al simulador.

El análisis de las pruebas experimentales realizadas incluyó la evaluación del sistema bajo condiciones de medición con contacto adecuado, variaciones controladas de presión sobre los electrodos y condiciones sin contacto electrodo-piel. Estas pruebas permitieron observar el comportamiento de la señal electrocardiográfica en diferentes escenarios operativos, registrando tanto valores analógicos crudos como la frecuencia cardíaca detectada mediante salida serial.

Durante las pruebas en condiciones de buen contacto, el sistema registró valores estables dentro de rangos fisiológicos, mientras que la variación intencional del contacto produjo cambios detectables en la señal y en el cálculo de BPM. En ausencia de contacto, se observaron lecturas inestables o valores derivados del ruido eléctrico, lo cual confirma la dependencia del sistema respecto a una correcta interfaz electrodo-piel. La Tabla XI resume estas pruebas.

Tabla XI: Resumen de pruebas de adquisición realizadas. Fuente: Autor propio.

Condición de prueba	Parámetro observado	Comportamiento registrado
Buen contacto	BPM	91.8 estable
Variación de presión	BPM y amplitud	Cambios detectables
Sin contacto	BPM	Valores inestables / ruido

Calidad y validación funcional de la señal electrocardiográfica adquirida: A partir de las pruebas de adquisición realizadas, se valida de forma funcional la calidad de la señal electrocardiográfica obtenida mediante el sistema implementado. La señal adquirida presenta continuidad temporal y un trazado visual coherente, lo cual permite su correcta visualización en tiempo real y su utilización dentro del contexto del simulador cardíaco. Se evidencia en la Figura 12 el trazado de señales obtenidas.

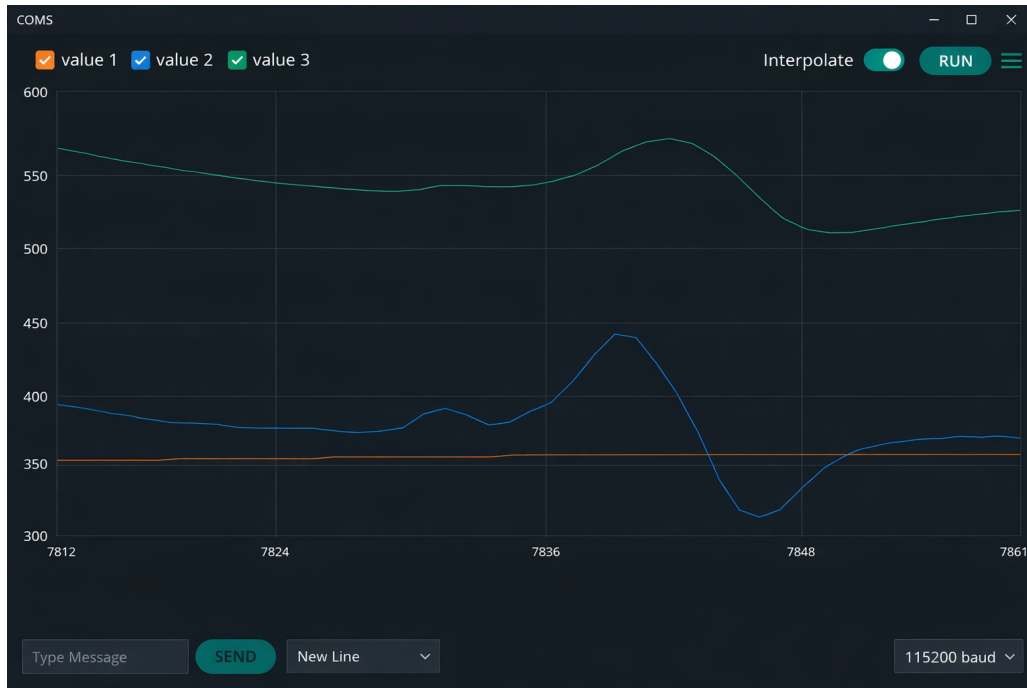


Figura 12: Registro de señal electrocardiográfica en tiempo real visualizada en plotter. Fuente: Autor Propio.

La reducción del ruido y la estabilidad observada en la señal confirman que las condiciones de adquisición y la configuración del sistema son adecuadas para fines educativos. Esta validación funcional no se orienta a evaluar parámetros clínicos, sino a verificar que la señal electrocardiográfica capturada cumple con los requerimientos necesarios para representar de manera comprensible la actividad eléctrica del corazón.

En este sentido, la señal adquirida resulta funcional para su integración con el simulador cardíaco repotenciado, permite establecer una relación directa entre la actividad eléctrica captada y los procesos de visualización y control que se desarrollan en las fases posteriores.

VI-D5. Fase de integración electrónica del sistema: La fase de integración electrónica tiene como finalidad estructurar la forma en que los distintos componentes del simulador cardíaco interactúan entre sí para operar como un sistema único y coherente. En esta etapa se estudia la arquitectura electrónica del simulador original, así como la viabilidad de incorporar un subsistema adicional de adquisición electrocardiográfica sin alterar el funcionamiento base del dispositivo.

Este enfoque permite comprender el flujo de información y control dentro del sistema, estableciendo una base clara para la integración de nuevos elementos electrónicos. Asimismo, esta fase evalúa la compatibilidad entre el sistema original del simulador y el subsistema de adquisición ECG, considerando aspectos como alimentación, comunicación entre microcontroladores y sincronización de señales.

Esta fase permite definir una estrategia de integración que garantice la estabilidad del sistema, facilite su implementación práctica y mantenga la coherencia con el enfoque educativo del simulador. A partir de esta base, se describen en los siguientes apartados la arquitectura electrónica del simulador original y el proceso de integración del sistema de adquisición electrocardiográfica.

Arquitectura electrónica del simulador cardíaco repotenciado: El simulador original presenta una arquitectura electrónica centralizada, en la cual un microcontrolador principal coordina el funcionamiento de los distintos elementos electrónicos y electromecánicos del sistema. Esta arquitectura permite generar una respuesta mecánica

sincronizada a partir de señales simuladas, ofreciendo una representación física del latido cardíaco con fines educativos. En la Figura 13 se observa el circuito electrónico implementado en el simulador cardíaco original, evidenciando la arquitectura del sistema base y la interconexión entre sus principales componentes.

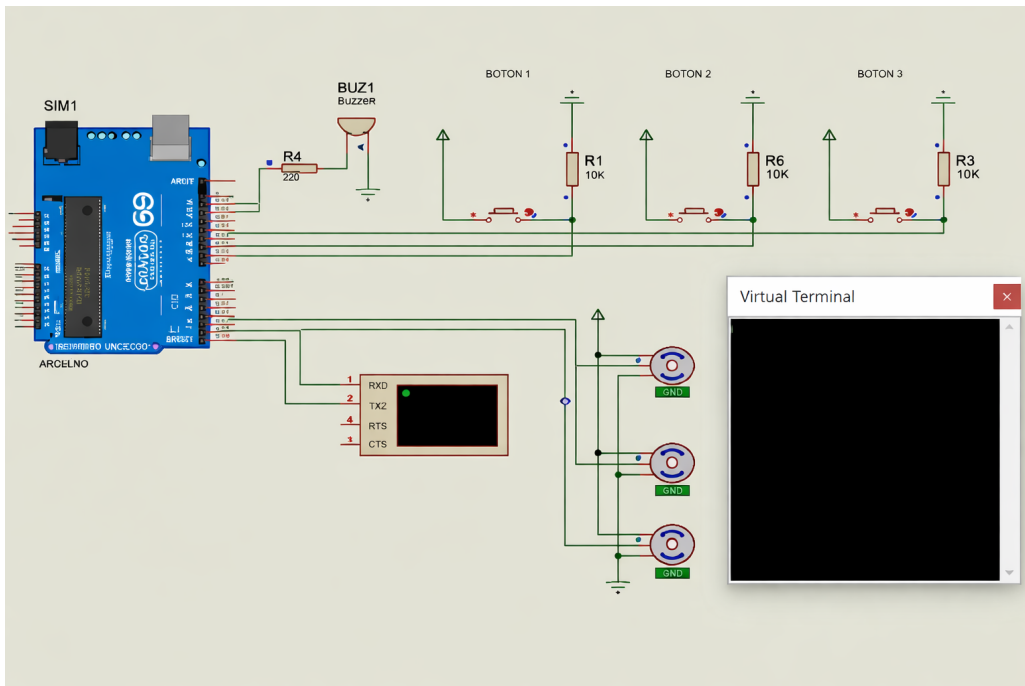


Figura 13: Arquitectura electrónica del simulador cardíaco [73].

El Arduino UNO, Figura 14, actúa como la unidad central de control del simulador, siendo responsable de ejecutar la lógica de funcionamiento del sistema. Desde este microcontrolador se generan las señales de control necesarias para accionar los servomotores. Estas señales permiten simular distintos patrones de latido previamente definidos.



Figura 14: Arduino UNO [73].

La pantalla táctil Nextion NX4827T043, Figura 15, es la interfaz que permite la interacción entre usuario y dispositivo. Mediante esta, el usuario puede seleccionar modos de funcionamiento y visualizar parámetros simulados asociados al latido cardíaco. La comunicación entre la pantalla Nextion y el Arduino UNO se realiza de forma directa, permitiendo el intercambio de comandos y estados del sistema.



Figura 15: Nextion NX4827T043 [73].

El sistema electrónico incorpora un subsistema de alimentación encargado de suministrar energía estable a los distintos componentes del simulador, incluyendo el microcontrolador, los servomotores y la interfaz gráfica. Una adecuada distribución de la alimentación es fundamental para garantizar la estabilidad operativa y evitar comportamientos erráticos durante su funcionamiento. La comprensión de esta estructura electrónica base resulta esencial para evaluar la viabilidad de integrar posteriormente el subsistema de adquisición electrocardiográfica.

Integración del subsistema de adquisición electrocardiográfica: La integración del subsistema se realiza incorporando un módulo independiente al simulador cardíaco original, manteniendo la arquitectura electrónica base del sistema. Este subsistema está conformado por el módulo ECG AD8232 y un microcontrolador Arduino Nano, los cuales operan de manera complementaria al sistema principal sin reemplazar sus funciones.

El Arduino Nano actúa como unidad dedicada para la lectura de la señal, permitiendo el proceso de adquisición bioeléctrica del control principal del simulador. Esta separación funcional evita interferencias con las señales de los actuadores electromecánicos y facilita una integración ordenada del nuevo subsistema.

La información obtenida por el sistema de adquisición ECG se incorpora al flujo general del simulador mediante un esquema de comunicación controlado, que permite sincronizar la señal con los procesos de visualización y control del sistema. De esta forma, el simulador conserva su funcionamiento original basado en señales simuladas, al tiempo que incorpora la posibilidad de operar en un modo adicional fundamentado en señales reales.

Esta estrategia de integración permite extender las capacidades del simulador cardíaco sin modificar de forma significativa su estructura original, garantizando estabilidad, modularidad y coherencia funcional dentro del sistema repotenciado. En la Figura 16 se observa el montaje del circuito del sistema integrado, se muestra la conexión del subsistema de adquisición ECG con el simulador y la interconexión entre sus componentes.

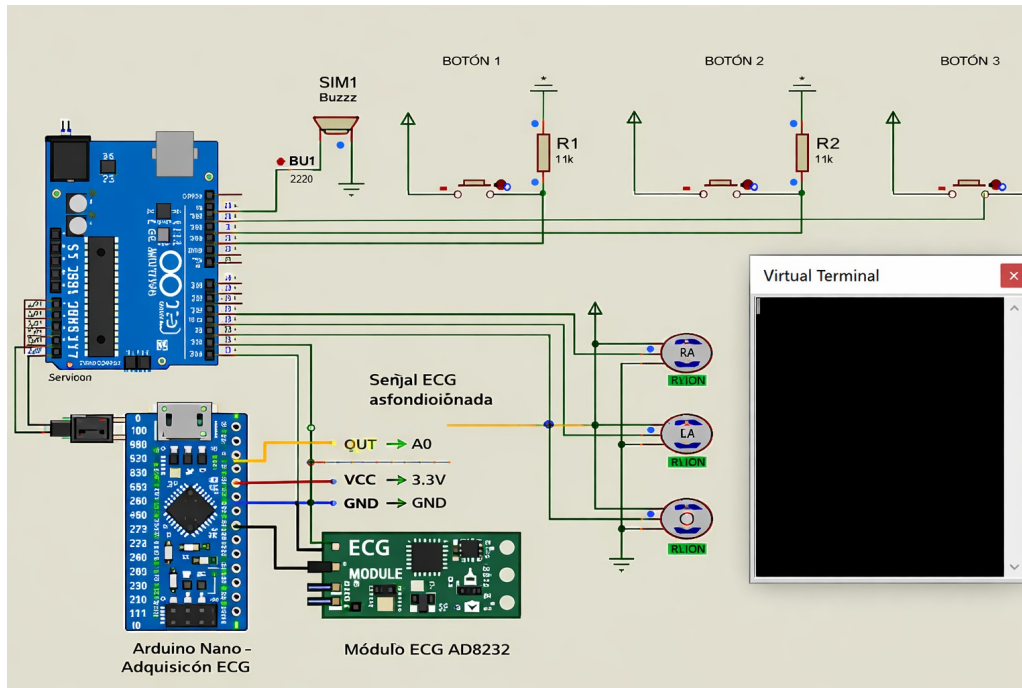


Figura 16: Integración del subsistema de adquisición electrocardiográfica al simulador cardíaco. Fuente: Autor Propio.

Flujo de señales y comunicación entre subsistemas: El flujo funcional del sistema se inicia con la adquisición analógica de la señal ECG mediante el módulo AD8232. Esta señal es digitalizada y procesada en el Arduino Nano, donde se calcula la frecuencia cardíaca. El valor obtenido es transmitido por comunicación serial al Arduino UNO, encargado de generar las señales PWM para el sistema electromecánico y los comandos de actualización para la pantalla Nextion. Esta arquitectura secuencial garantiza la sincronización entre la actividad eléctrica registrada y la respuesta mecánica del simulador.

En el sistema original, el Arduino UNO actúa como unidad central de control, gestionando las señales de entrada provenientes de la interfaz gráfica y generando las señales de salida destinadas a los servomotores. Este flujo de señales permite reproducir patrones de latido simulados y controlar el comportamiento mecánico del modelo cardíaco.

Con la incorporación del subsistema de adquisición electrocardiográfica, se introduce un nuevo flujo de información proveniente del Arduino Nano, encargado de la lectura de la señal ECG a través del módulo AD8232. Esta señal se integra al sistema de forma controlada, permitiendo su utilización como fuente adicional de información sin interferir con el flujo de control original del simulador.

La comunicación entre subsistemas se establece mediante un canal de comunicación serial configurado entre el Arduino Nano y el Arduino UNO, permitiendo la transmisión periódica del parámetro de frecuencia cardíaca (BPM) calculado a partir de la señal electrocardiográfica. En esta arquitectura, el subsistema ECG se encarga exclusivamente de la adquisición y procesamiento de la señal bioeléctrica, mientras que el sistema principal recibe el valor de BPM y lo utiliza para el control de los actuadores electromecánicos y la actualización de la interfaz gráfica. Esta separación funcional favorece la estabilidad del sistema y garantiza la sincronización entre la actividad eléctrica registrada, su visualización y la respuesta mecánica del simulador. En la Figura 17 se presenta el registro en el Monitor Serial del Arduino UNO, donde se evidencia la recepción continua de valores BPM transmitidos desde el Arduino Nano, confirmando el correcto funcionamiento del enlace de comunicación.

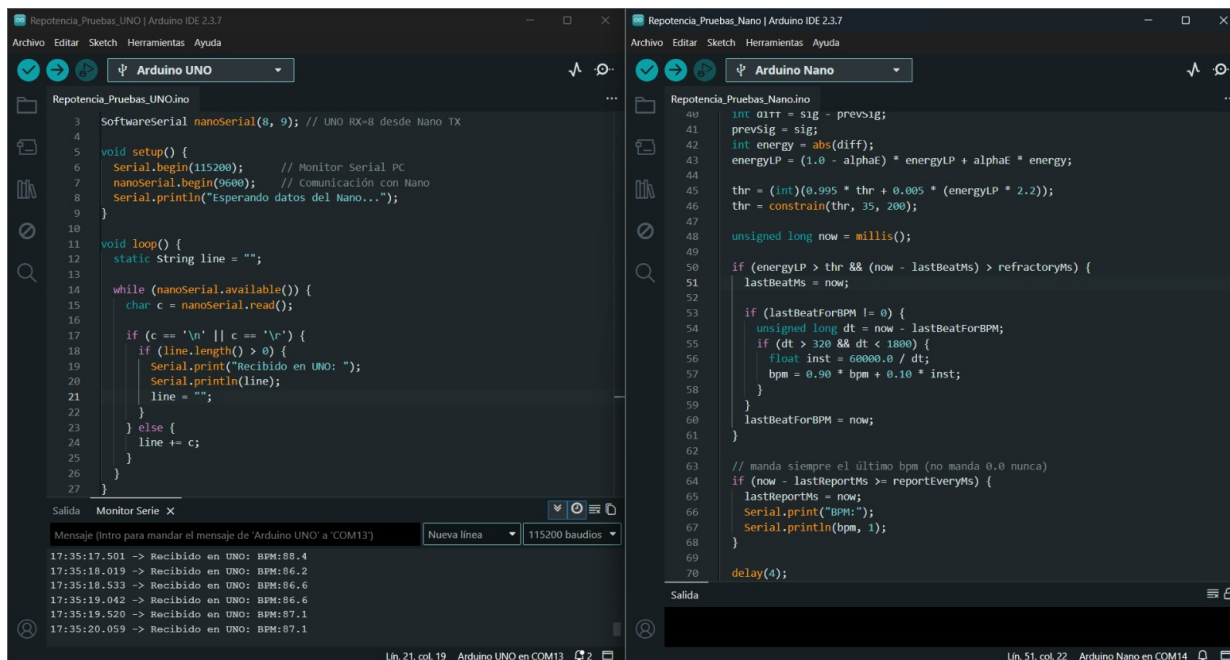


Figura 17: Registro en el Monitor Serial del Arduino UNO mostrando la recepción de valores BPM transmitidos por el Arduino Nano mediante comunicación serial. Fuente: Autor Propio.

El flujo de señales definido garantiza que el simulador opere de forma integrada, permitiendo alternar entre modos de funcionamiento simulados y el modo basado en señal electrocardiográfica real, sin comprometer el desempeño del sistema ni su enfoque educativo.

Con el fin de resumir el flujo de información entre los distintos subsistemas del simulador cardíaco repotenciado, en la Tabla XII se describen las principales señales intercambiadas y su función dentro del sistema.

Tabla XII: Flujo de señales entre los subsistemas del simulador cardíaco repotenciado. Fuente: Autor Propio.

Origen de la señal	Destino	Función dentro del sistema
Pantalla NX4827T043	Nextion Arduino UNO	Envío de comandos y selección de modos de funcionamiento del simulador.
Arduino UNO	Servomotores	Generación de señales PWM para controlar el movimiento mecánico del corazón.
Arduino UNO	Pantalla NX4827T043	Envío de información de estado y parámetros simulados para su visualización.
Módulo AD8232	Arduino Nano	Entrega de la señal electrocardiográfica acondicionada para su lectura analógica.
Arduino Nano	Arduino UNO	Transmisión de parámetros derivados del ECG (frecuencia cardíaca y eventos de latido) para su integración al control del simulador.
Sistema de control del simulador	Sistema electromecánico	Coordinación entre la señal ECG y la respuesta mecánica del modelo cardíaco.

Funcionamiento integrado del sistema repotenciado: El funcionamiento del subsistema de adquisición electrocardiográfica se verifica a través de la operación conjunta de los elementos que conforman el simulador cardíaco repotenciado. La arquitectura implementada permite conservar el comportamiento original del sistema base, incorporando simultáneamente un nuevo flujo de información proveniente de la señal ECG adquirida en tiempo real.

La separación funcional entre el sistema de control principal y el módulo de adquisición garantiza que la incorporación de nuevos componentes no interfiera con las señales de los actuadores ni con la comunicación establecida con la interfaz de usuario. Esta organización modular mantiene la estabilidad operativa y asegura la sincronización entre la visualización de la señal y la respuesta electromecánica del simulador.

La configuración adoptada permite la coexistencia de modos de operación basados en señales simuladas y en señales electrocardiográficas reales, preservando la coherencia funcional del sistema y su enfoque estrictamente educativo. Con ello, se consolida la fase de integración del subsistema ECG, quedando el sistema preparado para el desarrollo y optimización de la interfaz gráfica y los procesos de visualización asociados. Esta integración confirma la viabilidad técnica del esquema modular implementado y valida la repotenciación como una mejora estructural del sistema original, sin alterar su arquitectura base..

VI-D6. Fase de desarrollo de la interfaz gráfica y visualización:

Descripción general de la interfaz gráfica: La interfaz gráfica del simulador cardíaco constituye el principal medio de interacción entre el usuario y el sistema, por lo que su adaptación resultan fundamentales para cumplir con el enfoque educativo del proyecto. En esta fase se describe la forma en que la información generada por el simulador es presentada al usuario, así como la manera en que la interfaz existente se adapta para incorporar la visualización de la señal electrocardiográfica real.

El desarrollo de la interfaz gráfica se orienta a facilitar la comprensión de la relación entre la actividad eléctrica del corazón y su respuesta mecánica, priorizando una presentación clara y coherente de la información. Para ello, se mantiene la estructura base de la interfaz del simulador original y se introducen nuevas capacidades de visualización asociadas a la señal ECG, evitando una reconfiguración completa del sistema.

Desde un punto de vista metodológico, esta fase no se centra en el diseño estético de la interfaz, sino en su funcionalidad, claridad visual y utilidad como herramienta de apoyo al aprendizaje. La interfaz gráfica se concibe como un elemento integrador que permite al usuario observar de manera simultánea la señal electrocardiográfica, los parámetros derivados y el comportamiento mecánico del simulador. En la Figura 18 se observa el editor de la pantalla nextion, la cual se usará para formar las nuevas páginas que se enseñarán en la interfaz.

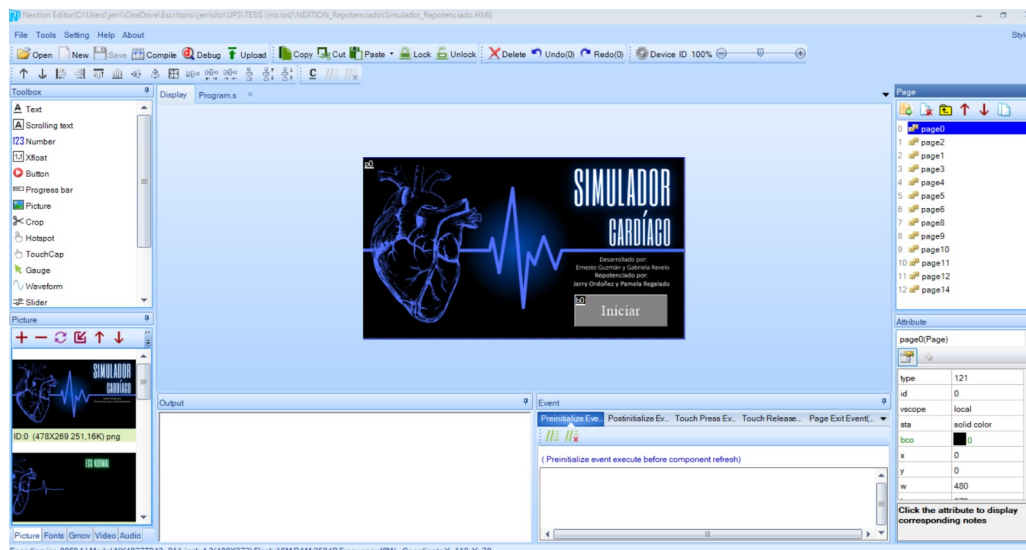


Figura 18: Nextion Editor. Fuente: Autor Propio.

Interfaz gráfica del simulador cardíaco original: La interfaz gráfica del simulador base organiza y presenta los parámetros operativos asociados al latido cardíaco simulado, estructurando la interacción del usuario con el sistema. En su configuración original, permite visualizar la frecuencia simulada, los estados generales de funcionamiento y el modo de operación activo, facilitando la comprensión del comportamiento electromecánico esperado.

Su diseño prioriza claridad visual y control simplificado, permitiendo una navegación intuitiva entre los distintos modos predefinidos del simulador. Esta estructura funcional constituye la base sobre la cual se incorporan posteriormente las capacidades de visualización asociadas a la señal electrocardiográfica real, manteniendo la coherencia del diseño original y extendiendo sus funcionalidades sin modificar su lógica de operación inicial. En la Figura 19 muestra la interfaz gráfica del simulador cardíaco original, se visualizan los parámetros simulados del latido cardíaco y los controles correspondientes a los modos de operación del sistema.

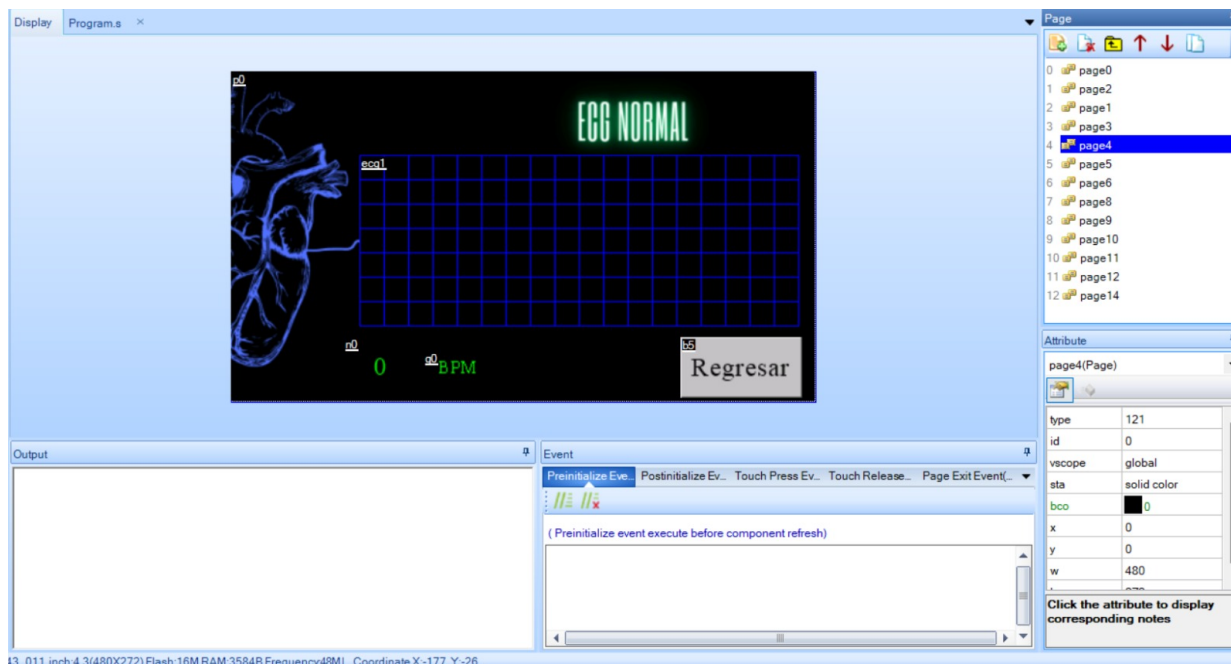


Figura 19: Interfaz gráfica del simulador cardíaco original [73].

Representación de la señal ECG en la interfaz gráfica: Con la integración del subsistema de adquisición electrocardiográfica, la interfaz gráfica del simulador se amplía para incorporar la visualización de la señal en tiempo real. Esta representación se realiza mediante un componente gráfico tipo waveform, el cual permite mostrar la forma de la onda de manera continua y comprensible.

La representación de la señal ECG en la interfaz fortalece el componente formativo del sistema, al permitir que el usuario vincule de manera inmediata la actividad eléctrica del corazón con el movimiento mecánico generado por el simulador. La señal mostrada no tiene fines diagnósticos, sino que está orientada a facilitar la comprensión de conceptos básicos de electrocardiografía y fisiología cardíaca.

La incorporación del waveform se realiza respetando la estructura original de la interfaz, integrando la señal ECG como un elemento adicional de información. De este modo, la gráfica evoluciona funcionalmente sin alterar su lógica de navegación ni los mecanismos de control previamente establecidos. En la Figura 20, se enseña la interfaz del modo de ECG en tiempo real.

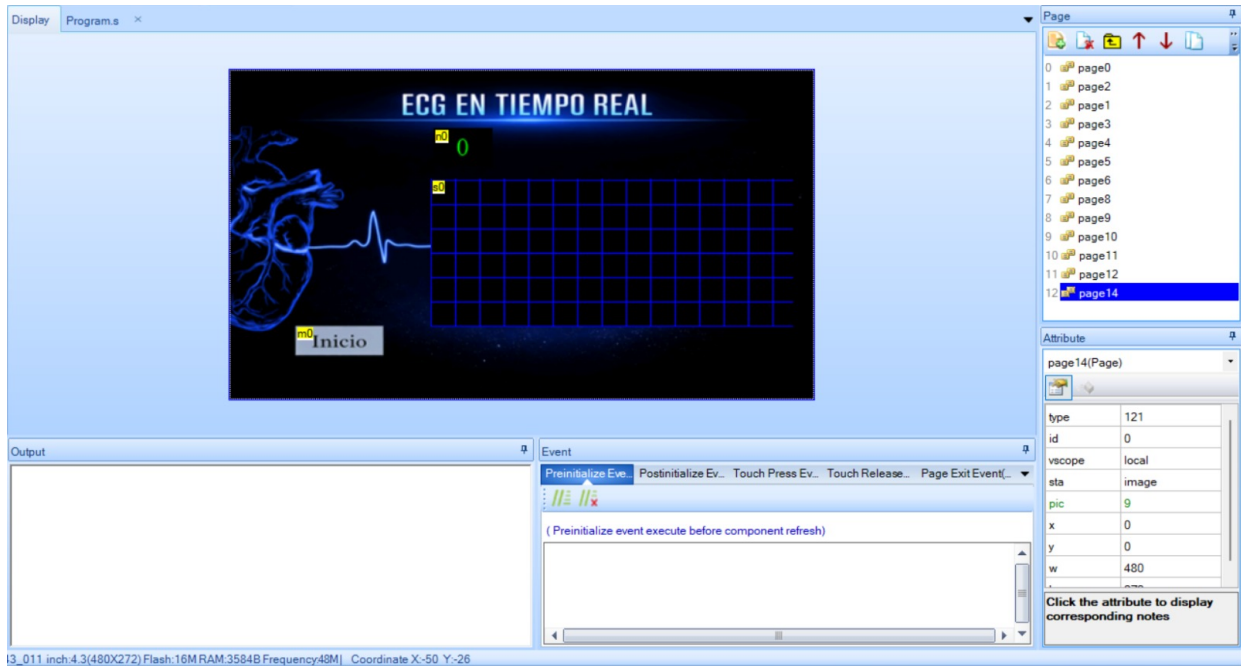


Figura 20: Interfaz gráfica del modo ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.

Visualización de parámetros derivados de la señal ECG: Además de la representación gráfica de la señal, la interfaz del simulador incorpora la visualización de parámetros derivados, principalmente la frecuencia cardíaca expresada en latidos por minuto (BPM). Este valor se calcula a partir de la detección de eventos de latido durante el procesamiento de la señal y se muestra de manera dinámica en pantalla mediante un componente de texto actualizado continuamente por el sistema de control.

Desde un enfoque metodológico, la presentación de parámetros derivados en lugar de la señal cruda para el control mecánico garantiza una operación más estable del simulador. Al mismo tiempo, proporciona al usuario información clara y comprensible, alineada con los objetivos educativos del sistema.

Para la implementación de esta funcionalidad, se diseñó la interfaz en el entorno Nextion Editor, donde se configuró un componente tipo Number (n0) destinado a la visualización del valor de frecuencia cardíaca en BPM y un componente tipo Waveform (s0) para la representación gráfica del trazado electrocardiográfico. La definición de estos elementos, junto con la asignación de identificadores y atributos específicos, permitió establecer la estructura de visualización necesaria para integrar los parámetros derivados dentro del sistema, constituyendo la base arquitectónica de la interfaz antes de su validación funcional en el prototipo físico. En la Figura 21 se muestra la configuración estructural de la interfaz gráfica del modo ECG en el entorno Nextion Editor, mostrando los componentes n0 (Number) y s0 (Waveform).

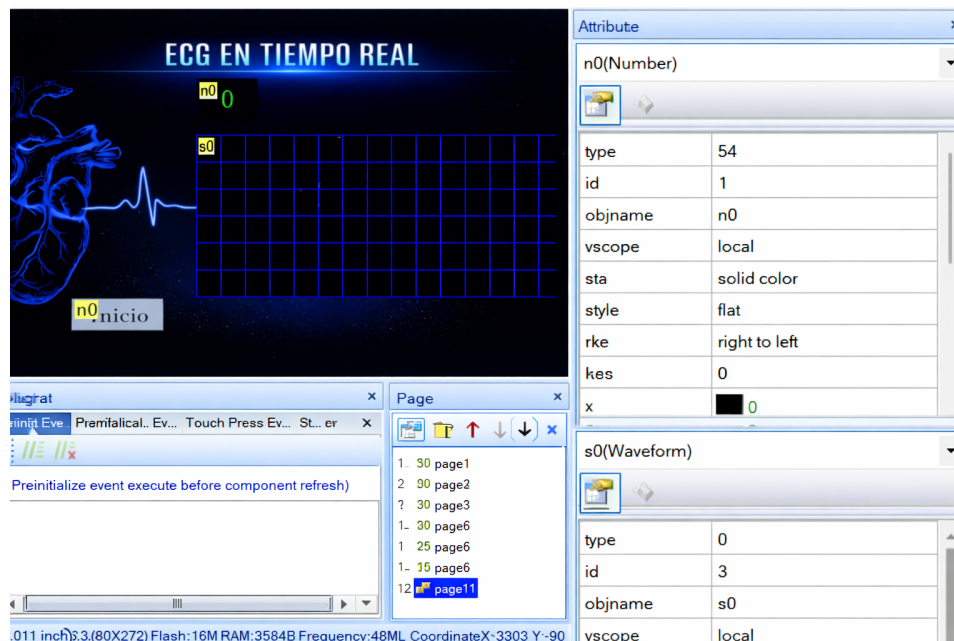


Figura 21: Configuración estructural de la interfaz gráfica del modo ECG en el entorno Nextion Editor, mostrando la página de diseño y las propiedades de los componentes n0 (Number) y s0 (Waveform). Fuente: Autor Propio.

Cambios funcionales en la visualización: La incorporación de la señal electrocardiográfica real introduce cambios funcionales en la interfaz gráfica del simulador, manteniendo la estructura base del diseño original. La interfaz conserva los elementos de navegación, control y selección de modos previamente implementados, asegurando la continuidad del uso del sistema por parte del usuario.

Los cambios introducidos se centran en la ampliación de la información visualizada, incorporando datos provenientes de una señal fisiológica real sin modificar la lógica de interacción del simulador. Esta estrategia permite una transición gradual hacia un sistema repotenciado, evitando una reconfiguración completa de la interfaz gráfica.

Desde el punto de vista metodológico, la visualización implementada permite una observación clara y simultánea de la señal, los parámetros derivados y la respuesta mecánica del simulador. Esta integración visual fortalece el objetivo educativo del proyecto, al facilitar la comprensión de la relación entre la actividad eléctrica del corazón y su manifestación mecánica dentro del sistema repotenciado.

Desarrollo de aplicación móvil para monitoreo y supervisión remota del simulador: Como parte del proceso de repotenciación del simulador de actividad cardíaca, se desarrolló una aplicación móvil orientada al monitoreo en tiempo real y a la supervisión en red local de los modos y estados operativos del sistema, con fines estrictamente educativos y no clínicos. La aplicación fue implementada utilizando el framework Flutter (Dart) en entorno Android Studio, permitiendo la generación de una aplicación nativa para dispositivos Android. La elección de esta tecnología respondió a criterios de portabilidad y compatibilidad con arquitecturas cliente-servidor en redes locales.

La arquitectura de comunicación se fundamenta en un modelo cliente-servidor operando sobre red local cerrada. El módulo ESP8266, Figura 22, actúa como servidor HTTP embebido en modo Access Point (AP), generando una red WiFi independiente a la cual se conecta el dispositivo móvil. Esta decisión metodológica garantiza estabilidad en entornos educativos y evita dependencia de infraestructura externa o servicios en la nube.

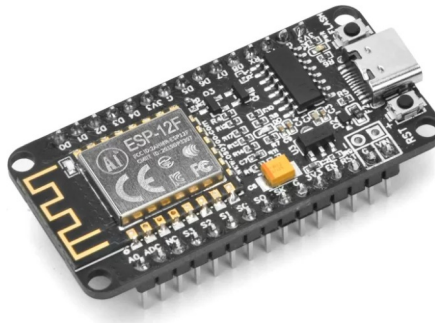


Figura 22: ESP8266. Fuente: Autor Propio.

La interacción se realiza mediante protocolo HTTP bajo un esquema request–response no persistente (modelo de polling). La aplicación consulta periódicamente un endpoint de datos (/data) para la obtención de parámetros procesados, y emplea un endpoint de configuración (/set?cmd=...) para la selección de modos operativos y estados de funcionamiento. La aplicación no accede a algoritmos internos ni modifica parámetros críticos de procesamiento, limitándose a la visualización y configuración de estados operativos. En la tabla XIII se menciona los principales parámetros técnicos de adquisición y comunicación implementados

Tabla XIII: Parámetros técnicos de adquisición y comunicación del subsistema móvil. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Valor aproximado	Descripción
Frecuencia de muestreo ECG	~100 Hz	Determinada por intervalo de lectura de 10 ms en Arduino Nano.
Resolución ADC	10 bits (0–1023)	Conversión analógica–digital del microcontrolador.
Frecuencia de consulta app	~25 Hz	Solicitudes HTTP cada ~40 ms (modelo polling).
Modelo de comunicación	Request–Response	Intercambio no persistente bajo protocolo HTTP.
Formato de datos	JSON	Estructura de datos enviada por el servidor embebido.
Protocolo de red	HTTP local	Servidor HTTP embebido en ESP8266.
Alcance de red	Local (AP propio)	Sin exposición directa a internet.

El sistema mantiene una arquitectura modular distribuida, donde el Arduino Nano ejecuta el muestreo y procesamiento digital del ECG, el ESP8266 gestiona la comunicación y la lógica de estados, y la aplicación móvil opera como cliente ligero de supervisión. Esta separación de responsabilidades preserva la estabilidad del sistema y reduce la carga computacional del dispositivo móvil. En la tabla XIV se detalla la distribución funcional de los subsistemas involucrados en la arquitectura móvil

Tabla XIV: Distribución funcional de los subsistemas en la arquitectura móvil. Fuente: Autor Propio.

Subsistema	Rol	Función principal
Arduino Nano	Procesamiento	Muestreo, filtrado digital y detección de latidos ECG.
ESP8266	Comunicación	Gestión de estados y servidor HTTP embebido.
Aplicación móvil	Cliente ligero	Visualización de parámetros y configuración de modos operativos.

El comportamiento ante fallos de comunicación no afecta la operación interna del sistema embebido. En caso de desconexión del dispositivo móvil, el servidor continúa funcionando de manera autónoma y la aplicación restablece

la consulta en el siguiente ciclo de actualización.

Las funciones implementadas incluyen: visualización de BPM, representación gráfica del trazado ECG en tiempo real, selección de modos operativos, cambio de patrones simulados, control de estado (iniciar/pausar), selección de fuente de señal (SIM/REAL) e indicadores de estado del sistema.

La aplicación no incorpora almacenamiento persistente, historial clínico ni transmisión de datos a servidores externos, manteniéndose como herramienta de monitoreo dinámico en entorno educativo controlado.

VI-E. Diseño del instrumento de validación

VI-E1. *Diseño y operacionalización del instrumento de validación:* Para evaluar la pertinencia técnica y educativa del simulador repotenciado, se diseñó un instrumento de medición estructurado bajo enfoque cuantitativo, utilizando escala tipo Likert de cinco niveles (1 = Totalmente en desacuerdo, 5 = Totalmente de acuerdo).

La variable principal “Validación del simulador repotenciado” fue desagregada en dimensiones e indicadores que permiten medir operatividad técnica, funcionalidad e integración tecnológica, impacto educativo y aceptación tecnológica. La Tabla XV presenta la operacionalización de la variable, detallando dimensiones, indicadores e ítems evaluados.

Tabla XV: Operacionalización de la variable para la validación del simulador repotenciado. Fuente: Autor Propio.

Dimensión	Indicador	Ítems evaluados (Escala Likert 1–5)
Operatividad técnica	Estabilidad del sistema y sincronización	1. El simulador funcionó correctamente durante la práctica sin presentar fallas técnicas. 2. La comunicación entre Arduino Nano y Arduino UNO fue estable. 3. La sincronización entre señal ECG y movimiento mecánico fue adecuada.
Funcionalidad e integración tecnológica	Usabilidad de interfaz e integración App	4. La interfaz Nextion fue clara y fácil de utilizar. 5. La selección entre modo ECG real y modo sintético fue comprensible. 6. La aplicación móvil permitió una visualización adecuada del ECG.
Impacto educativo	Comprensión del funcionamiento eléctrico y mecánico	7. Comprendí mejor cómo se detectan las señales eléctricas del corazón. 8. La integración entre señal ECG y movimiento mecánico facilitó mi aprendizaje.
Aceptación tecnológica	Utilidad y recomendación en educación biomédica	9. Utilizaría nuevamente este simulador en prácticas académicas. 10. Recomendaría la implementación del simulador en formación biomédica.

La puntuación total se obtuvo mediante la suma de los valores asignados a cada ítem, permitiendo un rango mínimo de 10 puntos y máximo de 50 puntos. Se interpretaron los resultados de la siguiente manera:

- 40–50 puntos: Alta aceptación y validación positiva
- 30–39 puntos: Validación favorable
- 20–29 puntos: Validación moderada
- 20 o menos puntos: Validación insuficiente

VI-E2. Aplicación del instrumento y procedimiento de validación: La validación funcional y educativa del simulador repotenciado se realizó mediante una sesión demostrativa dirigida a estudiantes de la carrera de Biomedicina de la Universidad Politécnica Salesiana.

Durante la sesión, se presentó el funcionamiento integral del dispositivo, explicando los parámetros técnicos relevantes como la simulación pregrabada, adquisición de señal ECG en tiempo real, cálculo de frecuencia cardíaca (BPM), procesamiento digital implementado en el Arduino Nano, sincronización electromecánica y visualización en la interfaz Nextion y aplicación móvil.

Posteriormente, los estudiantes participaron en una práctica interactiva con el prototipo, cuya duración aproximada fue de 15 a 20 minutos, permitiendo observar en tiempo real la captura de la señal bioeléctrica y su conversión en movimiento mecánico del modelo cardíaco.

Finalizada la práctica, se aplicó un instrumento de evaluación estructurado mediante Google Forms, de carácter anónimo, utilizando una escala tipo Likert de cinco niveles (1 = Totalmente en desacuerdo; 5 = Totalmente de acuerdo).

La muestra estuvo conformada por 11 estudiantes de la carrera de Biomedicina, seleccionados mediante muestreo no probabilístico por conveniencia.

VI-E3. Método de análisis de datos: El procesamiento de la información recolectada se realizó mediante la exportación de los datos obtenidos en Google Forms a una hoja de cálculo, lo que permitió organizar y tabular las respuestas de manera estructurada.

Se calcularon frecuencias absolutas y porcentajes de respuesta para cada ítem del instrumento. Asimismo, se determinó la media aritmética por dimensión evaluada, agrupando los ítems correspondientes a cada categoría. La media se calculó mediante la siguiente expresión, donde X_i representa el valor asignado por cada participante y n el número total de encuestados:

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i}{n} \quad (1)$$

Debido al carácter exploratorio y piloto de la validación, así como al tamaño reducido de la muestra ($n = 11$), no se aplicaron pruebas estadísticas inferenciales, centrándose el análisis en una descripción estructurada del comportamiento de las respuestas.

VI-F. Diseño y construcción del prototipo final

El desarrollo inicial del prototipo final se enfocó en dos elementos fundamentales: la estructura destinada a soportar el sistema y la carcasa de conexiones, diseñada para el aislamiento y protección del circuito electrónico.

VI-F1. Ensamblaje del mecanismo: El corazón electromecánico del simulador mantiene su estructura mecánica original, la cual fue diseñada para replicar el funcionamiento de las cámaras cardíacas mediante un sistema accionado por tres servomotores que simulan los movimientos de contracción y relajación. En el proceso de repotenciación, se preservó el ensamblaje estructural del prototipo, verificando la correcta fijación y alineación de sus componentes.

Durante el montaje y ajuste del sistema, se utilizaron tornillos métricos de diferentes longitudes y diámetros (entre 1 y 3 mm), seleccionados según la ubicación específica de cada pieza, garantizando estabilidad mecánica y

precisión en el movimiento Figura 23.

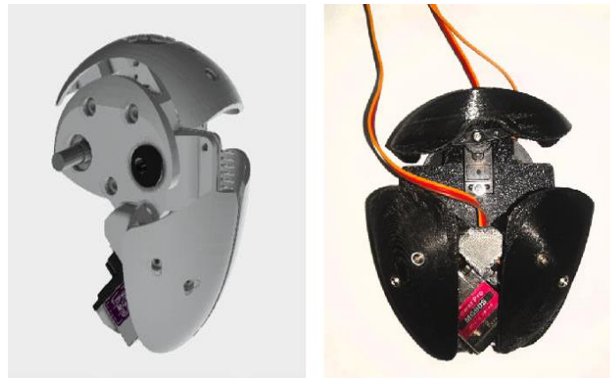


Figura 23: Diseño y ensamblaje del corazón en PETG [73].

Adicionalmente, con el objetivo de mejorar la representación visual del modelo anatómico, se aplicó una capa de masa moldeable sobre la estructura externa del ensamblaje mecánico. Esta intervención permitió uniformar superficies, suavizar uniones visibles y aportar mayor realismo a la morfología cardíaca. Finalmente, se aplicó pintura de color rojo para reforzar la semejanza estética con un corazón humano, contribuyendo así al carácter didáctico del simulador en entornos educativos Figura 24.



Figura 24: Ensamblaje del corazón mejorado. Fuente: Autor Propio.

VI-F2. Caja de conexiones: Para garantizar la seguridad y durabilidad del sistema durante la repotenciación del simulador cardíaco, se mantuvo la caja de conexiones original fabricada en MDF, realizando adecuaciones internas para integrar los nuevos módulos electrónicos. Esta estructura permite aislar el circuito del entorno externo, protegiéndolo frente a daños físicos, polvo e interferencias.

El MDF aporta aislamiento eléctrico adicional, reduciendo riesgos de contacto accidental. Asimismo, se reorganizó la distribución interna para alojar correctamente los nuevos componentes y se verificó que la ventilación fuera adecuada para evitar sobrecalentamiento, asegurando un funcionamiento estable y seguro del sistema Figura 25.

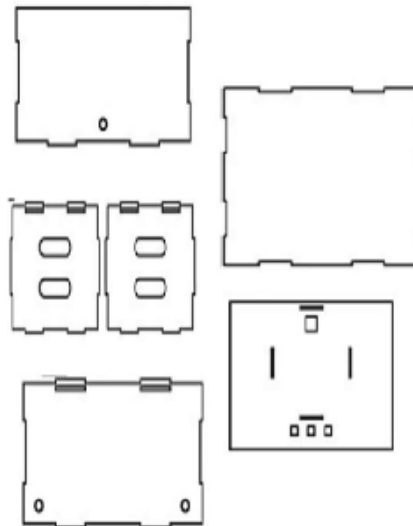


Figura 25: Diseño de la caja de conexiones [73].

VI-F3. Caja de acrílico: Se diseñará una cubierta de protección elaborada en acrílico transparente, la cual se ubicará en la parte superior de la caja, destinada a contener y proteger el sistema electromecánico del corazón. Esta cubierta actuará como una barrera física frente a agentes externos, tales como impactos o acumulación de polvo, contribuyendo a la integridad del sistema. El uso de acrílico transparente permitirá la supervisión del funcionamiento en tiempo real, facilitando las tareas de diagnóstico y mantenimiento mediante la identificación oportuna de posibles fallas. Asimismo, la incorporación de esta cubierta aportará a la durabilidad del prototipo sin incrementar de manera significativa su peso Figuras 26 y 27.

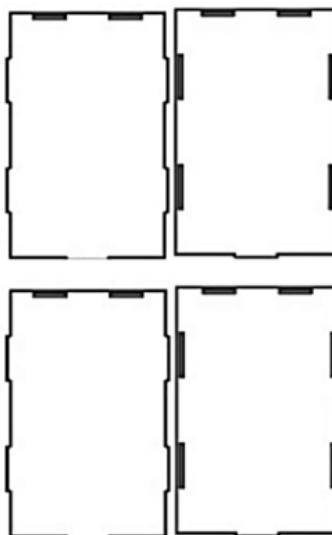


Figura 26: Ensamblaje del acrílico protector [73].



Figura 27: Ensablaje del acrílico colocado. Fuente: Autor Propio.

VI-G. Consideraciones éticas

El sistema desarrollado está destinado exclusivamente a fines educativos y demostrativos, por lo que no se emplea para realizar diagnósticos clínicos ni para la toma de decisiones médicas. La adquisición de la señal electrocardiográfica se utiliza únicamente como un recurso didáctico para ilustrar la relación entre la actividad eléctrica del corazón y su respuesta mecánica dentro del simulador.

Durante el desarrollo y uso del sistema se consideran medidas básicas de seguridad eléctrica, asegurando que los componentes utilizados y las conexiones realizadas no representen un riesgo para el usuario. La señal bioeléctrica adquirida no es almacenada ni asociada a información personal, y su visualización se limita al tiempo de uso del simulador.

Estas consideraciones garantizan un uso responsable del sistema, delimitando claramente su alcance educativo y evitando cualquier aplicación clínica o diagnóstica, en concordancia con los principios de bioseguridad y ética en el manejo de señales biomédicas.

VII. RESULTADOS

VII-A. Resultados del subsistema de adquisición bioeléctrica

VII-A1. *Captura de la señal electrocardiográfica en tiempo real:* La incorporación del subsistema de adquisición permitió obtener registros bioeléctricos reales en tiempo real a partir de electrodos superficiales conectados a un módulo de amplificación y a un microcontrolador dedicado. Durante las pruebas experimentales, la señal fue captada directamente desde una persona, evidenciando variaciones dinámicas asociadas al contacto piel electrodo, cambios posturales y modificaciones fisiológicas espontáneas. Tal como se evidencia en la Figura 28 y Figura 29.

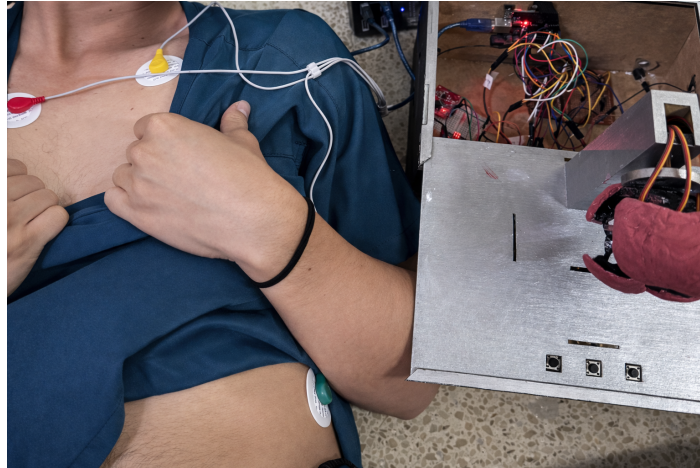


Figura 28: Configuración de adquisición ECG mediante electrodos superficiales en voluntario adulto. Fuente: Autor propio.

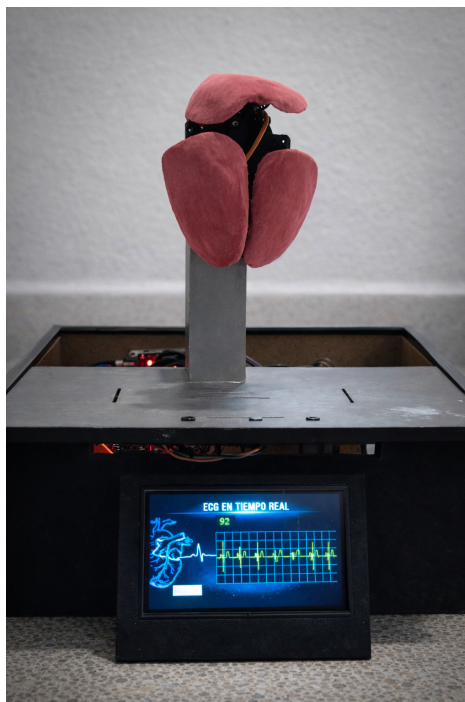


Figura 29: Sistema repotenciado en operación mostrando sincronización entre señal ECG en tiempo real y activación mecánica del modelo cardíaco. Fuente: Autor propio.

A diferencia del simulador original, basado en señales predefinidas, la señal adquirida presentó comportamiento no periódico y dependiente de condiciones reales, confirmando su naturaleza fisiológica. Se observaron fluctuaciones de amplitud y variaciones en los intervalos entre picos consecutivos, lo que permitió identificar eventos eléctricos correspondientes al ritmo cardíaco del usuario.

Las mediciones realizadas evidenciaron estabilidad en la detección de la frecuencia cardíaca, alcanzando valores coherentes con un estado basal fisiológico (aproximadamente 91.8 BPM en condiciones de reposo durante pruebas controladas). Asimismo, se comprobó que alteraciones en la presión del electrodo o en la calidad del contacto producían modificaciones inmediatas en el trazado, lo cual reafirma la sensibilidad del sistema ante cambios reales en la interfaz biológica.

Estos resultados confirman que el sistema implementado es capaz de captar señales bioeléctricas humanas en tiempo real de manera funcional, cumpliendo el objetivo de transición desde un modelo de simulación fija hacia un esquema de adquisición auténtica orientado a aplicaciones educativas. Como se evidencia en la Figura 30 desde el monitor serial del IDE de arduino.

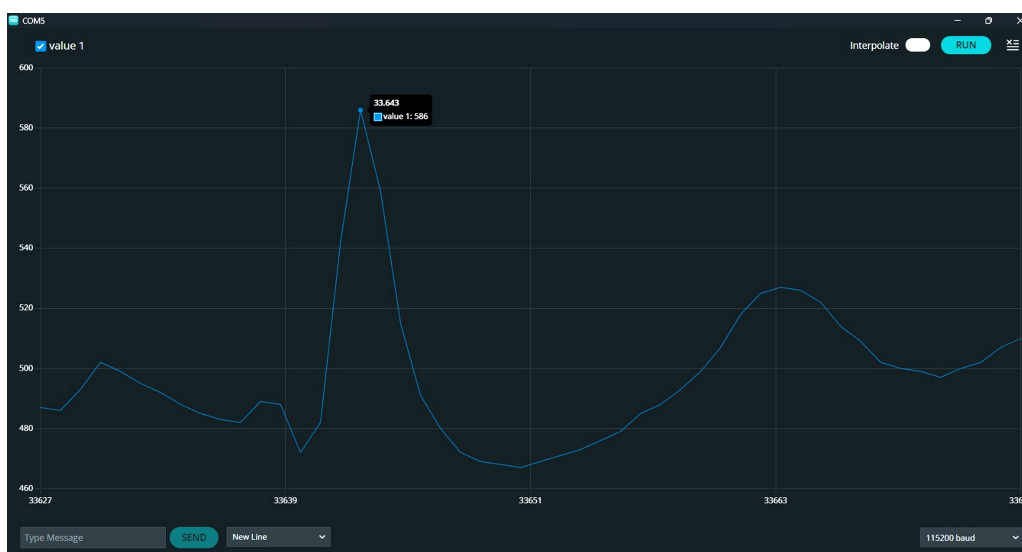


Figura 30: Registro de señal electrocardiográfica adquirida en tiempo real durante pruebas experimentales. Fuente: Autor Propio.

VII-A2. Procesamiento y estabilidad de la señal adquirida: Una vez adquirida la señal en tiempo real, se implementó un esquema de procesamiento básico orientado a garantizar su estabilidad y funcionalidad dentro del sistema repotenciado. Debido a la naturaleza de las señales bioeléctricas, caracterizadas por su baja amplitud y alta susceptibilidad a interferencias, fue necesario aplicar mecanismos de filtrado y acondicionamiento digital antes de su utilización como variable de control.

En primera instancia, se aplicó un proceso de estabilización de línea base con el fin de reducir desplazamientos producidos por variaciones lentas asociadas al contacto piel-electrodo y movimientos leves del usuario. Posteriormente, se implementó un esquema de filtrado digital compuesto por un filtro pasa-bajos y un filtro pasa-altos de primer orden (IIR), aplicados en cascada sobre la señal digitalizada. El filtro pasa-bajos permitió atenuar componentes de ruido de alta frecuencia, mientras que el filtro pasa-altos contribuyó a compensar variaciones lentas de la línea base. Esta configuración permitió mejorar la claridad del trazado electrocardiográfico sin comprometer la detección de eventos eléctricos relevantes. En la Figura 31 se muestra los códigos aplicados en el arduino Nano.

```

30 void loop() {
31     int raw = analogRead(PIN_ECG);
32
33     lp = (1.0 - alphaLP) * lp + alphaLP * raw;
34     hp = (1.0 - alphaHP) * (hp + lp - prev_lp);
35     prev_lp = lp;
36

```

Figura 31: Implementación del filtrado digital de primer orden (pasa-bajos y pasa-altos) en el Arduino Nano para el acondicionamiento de la señal ECG. Fuente: Autor Propio.

Adicionalmente, se implementó un sistema de detección de picos basado en la energía de la señal, calculada a partir de la diferencia entre muestras consecutivas. Esta magnitud fue suavizada mediante un filtro exponencial de primer orden (IIR) con el fin de estimar la energía promedio del trazado. A partir de dicha estimación, se definió un umbral dinámico adaptativo proporcional a la energía filtrada, el cual se actualiza continuamente durante la adquisición. Este mecanismo permitió identificar de manera más robusta los eventos correspondientes al complejo QRS, reduciendo falsas detecciones generadas por ruido transitorio y evitando bloqueos en la estimación de la frecuencia cardíaca. Como resultado, el valor de BPM se mantuvo estable durante las pruebas, sin congelamientos ni disparos erráticos ante pequeñas fluctuaciones del trazado. En la Figura 32 se demuestra el código implementado al arduino NANO.

```

40     int diff = sig - prevSig;
41     prevSig = sig;
42     int energy = abs(diff);
43     energyLP = (1.0 - alphaE) * energyLP + alphaE * energy;
44
45     thr = (int)(0.995 * thr + 0.005 * (energyLP * 2.2));
46     thr = constrain(thr, 35, 200);
47

```

Figura 32: Cálculo de energía por diferencias y actualización del umbral adaptativo (suavizado exponencial) para detección de eventos de latido en el Arduino Nano. Fuente: Autor Propio.

Las pruebas funcionales evidenciaron que el procesamiento aplicado permitió transformar una señal cruda susceptible a interferencias en una señal estable, digitalizable y adecuada para su integración con los subsistemas de visualización y actuación mecánica. Aunque el sistema no está orientado a diagnóstico clínico, el nivel de acondicionamiento alcanzado resultó suficiente para aplicaciones educativas y de control electromecánico en tiempo real. Estos resultados demuestran que el subsistema de procesamiento cumple con los criterios de diseño establecidos en el marco metodológico, garantizando estabilidad operativa y coherencia funcional dentro del prototipo repotenciado. La Tabla XVI describe los parámetros de procesamiento implementados.

Tabla XVI: Parámetros de procesamiento en la señal ECG. Fuente: Autor Propio.

Etapa	Propósito	Resultado observado
Estabilización de línea base	Reducir desplazamientos lentos asociados a deriva de señal	Señal centrada y con menor desplazamiento DC
Filtrado digital	Atenuar ruido de alta frecuencia presente en la adquisición	Mayor claridad y continuidad del trazado
Umbral adaptativo	Detectar eventos tipo QRS evitando falsas detecciones	BPM estable sin activaciones espurias

VII-B. Resultados de la integración electrónica del sistema repotenciado

VII-B1. Arquitectura electrónica implementada: La integración electrónica del sistema repotenciado se realizó bajo un esquema de arquitectura distribuida, en el cual se mantuvo la estructura original del simulador cardíaco y se incorporó un nuevo subsistema dedicado a la adquisición y procesamiento. Esta estrategia permitió añadir funcionalidades sin reemplazar el sistema base previamente desarrollado.

El subsistema de adquisición fue implementado mediante un microcontrolador Arduino Nano, encargado de leer la señal analógica proveniente del módulo ECG, aplicar el procesamiento digital correspondiente y generar un valor representativo de la frecuencia cardíaca detectada. Por su parte, el Arduino UNO continuó operando como controlador principal del simulador, gestionando la interfaz gráfica, la comunicación interna y el control de los actuadores electromecánicos.

La comunicación entre ambos microcontroladores se estableció mediante un enlace serial, permitiendo la transmisión continua de los valores procesados en tiempo real. Esta separación funcional permitió distribuir las tareas de adquisición y control, reduciendo la carga de procesamiento del sistema principal y mejorando la estabilidad operativa.

Durante las pruebas de integración se verificó que el flujo de datos entre el subsistema de adquisición y el controlador principal se mantenga estable, sin pérdidas de información ni interferencias eléctricas que afectaran el funcionamiento del simulador original. El sistema previo conservó sus modos de operación basados en simulación, mientras que el nuevo modo de adquisición en tiempo real fue incorporado como una funcionalidad adicional.

Estos resultados confirman que la repotenciación se llevó a cabo mediante integración modular y no mediante sustitución del sistema existente, cumpliendo con el objetivo metodológico de ampliar las capacidades del simulador manteniendo su arquitectura base. En la Figura 33 se evidencia la arquitectura implementada en el sistema y en la Tabla XVII redacta el flujo y las funciones de los subsistemas.

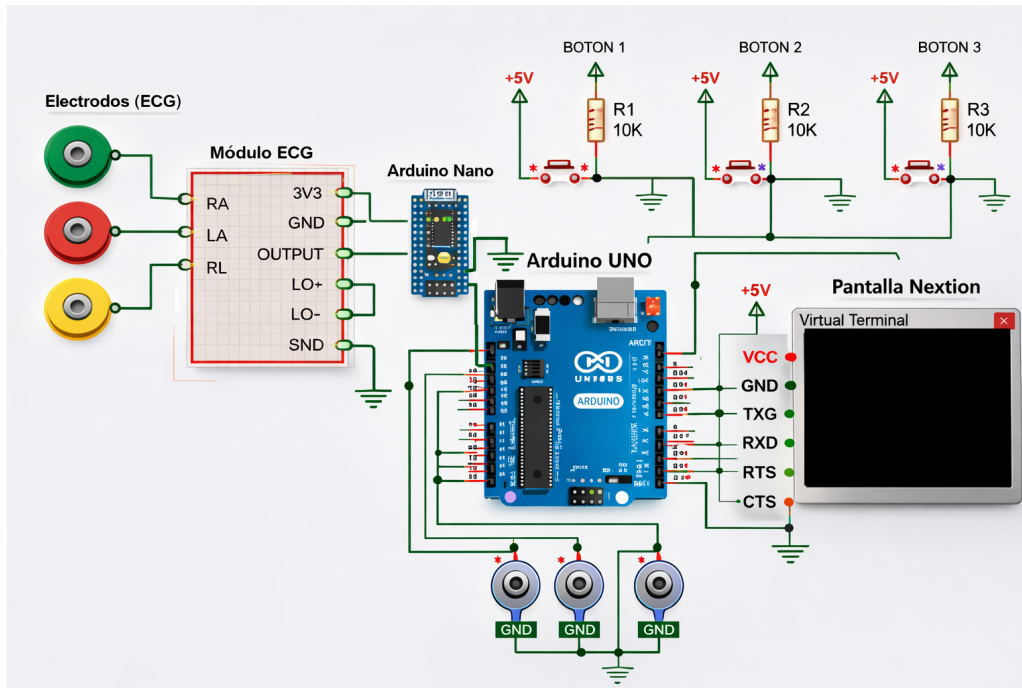


Figura 33: Arquitectura electrónica implementada. Fuente: Autor Propio.

Tabla XVII: Flujo de datos y funciones de los subsistemas del prototipo repotenciado. Fuente: Autor Propio.

Origen	Destino	Tipo de señal
Módulo ECG (AD8232)	Arduino Nano	Señal analógica bioeléctrica acondicionada
Arduino Nano	Arduino UNO	Frecuencia cardíaca (BPM) procesada vía comunicación serial
Arduino UNO	Servomotores	Señales PWM para control del intervalo de latido
Arduino UNO	Pantalla Nextion	Parámetros visuales y actualización de interfaz gráfica

VII-B2. Validación funcional de la integración electrónica: Una vez implementada la arquitectura, se realizaron pruebas funcionales con el fin de validar la correcta interacción entre los distintos subsistemas electrónicos. Estas pruebas consistieron en la verificación directa de la transmisión de datos desde el Arduino Nano hacia el Arduino UNO mediante comunicación serial a 9600 baudios. Se evaluó la recepción continua del parámetro BPM en el monitor serial del sistema principal, confirmando la correcta interpretación del formato de datos transmitido (BPM:xx.x) y la ausencia de pérdidas o interrupciones en la comunicación.

Asimismo, se validó la coherencia temporal entre el valor de frecuencia cardíaca recibido y la activación del sistema electromecánico, comprobando que variaciones en el BPM detectado se reflejaban proporcionalmente en la velocidad del latido simulado. Durante las pruebas no se observaron bloqueos en la lectura serial ni interferencias que afectaran el funcionamiento del simulador original. En la Figura 34 se evidencia el serial del IDE de arduino.

```

Repotencia_Pruebas_UNO.ino
1
2 SoftwareSerial nanoSerial(8, 9); // UNO RX=8 desde Nano TX
3
4
5 void setup() {
6   Serial.begin(115200); // Monitor Serial PC
7   nanoSerial.begin(9600); // Comunicación con Nano
8   Serial.println("Esperando datos del Nano...");
9 }
10
11 void loop() {
12   static String line = "";
13
14   while (nanoSerial.available()) {
15     char c = nanoSerial.read();
16
17     if (c == '\n' || c == '\r') {
18       if (line.length() > 0) {
19         Serial.print("Recibido en UNO: ");
20         Serial.println(line);
21         line = "";
22       }
23     } else {
24       line += c;
25     }
26   }
27 }

```

Salida Monitor Serie X

Mensaje (Intro para mandar el mensaje de 'Arduíno UNO' a 'COM14')

```

19:27:37.290 -> Recibido en UNO: BPM:86.6
19:27:37.777 -> Recibido en UNO: BPM:87.1
19:27:38.307 -> Recibido en UNO: BPM:87.1
19:27:38.825 -> Recibido en UNO: BPM:87.5
19:27:39.285 -> Recibido en UNO: BPM:87.9
19:27:39.825 -> Recibido en UNO: BPM:88.3

```

Figura 34: Captura del Monitor Serial BPM. Fuente: Autor Propio.

Durante la fase experimental se confirmó que el Arduino Nano transmitía de manera continua los valores procesados de frecuencia cardíaca al Arduino UNO sin pérdidas de información ni interrupciones perceptibles. La actualización de datos se mantuvo estable en tiempo real, permitiendo que el controlador principal recibiera parámetros dinámicos derivados de la señal bioeléctrica adquirida.

Asimismo, se comprobó que la incorporación del subsistema de adquisición no alteró los modos de operación previamente implementados en el simulador cardíaco original. El sistema conservó sus funcionalidades basadas en simulación predefinida, mientras que el nuevo modo de adquisición en tiempo real fue añadido como una extensión operativa independiente.

La coherencia temporal fue verificada mediante la observación simultánea del valor de BPM recibido en el Monitor Serial del Arduino UNO Figura 34 y la respuesta mecánica visible en el modelo cardíaco Figura 36. Se constató que variaciones progresivas en el valor de frecuencia cardíaca transmitido desde el Arduino Nano se reflejaban directamente en la modificación del período de activación de los servomotores, conforme a la relación matemática presentada en la Tabla XVIII. Esta correspondencia permitió comprobar la sincronización funcional entre el procesamiento bioeléctrico y la respuesta electromecánica del sistema.

VII-C. Resultados del comportamiento electromecánico

VII-C1. Generación de latido mecánico basado en frecuencia cardíaca real: Una vez validada la transmisión estable de la frecuencia procesada hacia el controlador principal, se procedió a implementar el acoplamiento electromecánico del sistema. El valor de BPM detectado a partir de la señal fue utilizado como variable de control para determinar el intervalo temporal de activación de los servomotores encargados de simular el movimiento

cardíaco.

El Arduino UNO, actuando como controlador central, convirtió el valor de BPM recibido en un período de latido mecánico mediante la relación inversa entre frecuencia y tiempo. De esta manera, un incremento en la frecuencia cardíaca detectada produjo una disminución proporcional en el intervalo de activación de los actuadores, mientras que una reducción del BPM generó un aumento en dicho intervalo. Este escalamiento permitió que el modelo mecánico reprodujera dinámicamente el ritmo fisiológico captado en tiempo real. En la Figura 35 se detalla el código de conversión entre BPM y el período mecánico y la Tabla XVIII evidencia la conversión de estas frecuencias.

Tabla XVIII: Conversión de frecuencia cardíaca detectada a intervalo mecánico de activación. Fuente: Autor Propio.

BPM detectado	Período teórico (ms)	Comportamiento mecánico observado
70	857 ms	Latido moderado, con contracción estable y ritmo uniforme
90	667 ms	Incremento perceptible en la velocidad de contracción del modelo mecánico
110	545 ms	Ritmo acelerado, con reducción del intervalo entre activaciones sucesivas

```
138   beatPeriodMs = (unsigned long)(60000.0 / bpmModel);
139
140   tPre = max(40UL, (unsigned long)(0.06 * beatPeriodMs));
141   tSys = max(90UL, (unsigned long)(0.14 * beatPeriodMs));
142   tHold = max(60UL, (unsigned long)(0.08 * beatPeriodMs));
143   tDia = max(180UL, (unsigned long)(0.42 * beatPeriodMs));
144
145   lastRampMs = now;
146 }
147
```

Figura 35: Implementación de la conversión inversa entre frecuencia cardíaca (BPM) y período mecánico en el firmware del Arduino UNO. Fuente: Autor Propio.

La variación del movimiento mecánico fue evaluada mediante la observación simultánea del valor de BPM recibido en el sistema y el comportamiento de los servomotores que accionan el modelo cardíaco. Se comprobó que incrementos o disminuciones en la frecuencia cardíaca detectada por el subsistema ECG producían modificaciones proporcionales en el período de activación mecánica, reflejándose de manera inmediata en la velocidad del ciclo de contracción y relajación. Esta respuesta fue contrastada con el funcionamiento del simulador original, cuyo comportamiento se encontraba determinado por una tabla fija de valores predefinidos, evidenciando que el modelo repotenciado opera en función de datos bioeléctricos reales obtenidos del usuario.

Estos resultados confirman que el sistema implementado no se limita a la visualización de parámetros eléctricos, sino que establece una correspondencia funcional directa entre actividad eléctrica y respuesta mecánica, constituyendo el principal aporte técnico de la repotenciación desarrollada. La Figura 36 el movimiento periódico del corazón mecánico.



Figura 36: Contracción y relajación del corazón mecánico y señal real captada. Fuente: Autor Propio.

VII-C2. *Respuesta dinámica ante variaciones de la señal bioeléctrica:* El comportamiento dinámico del sistema fue evaluado mediante variaciones controladas durante la adquisición de la señal ECG, incluyendo cambios leves en la presión de contacto de los electrodos, postura del usuario y patrón respiratorio. Estas modificaciones generaron variaciones medibles en el valor de BPM detectado, las cuales pueden observarse en la Figura 34 y en la comparativa gráfica presentada en la Figura 37.

Las variaciones detectadas en la frecuencia cardíaca produjeron modificaciones proporcionales en el período de activación mecánica del modelo, previamente calculado mediante la relación inversa $T = 60000/\text{BPM}$ Figura 37 y Tabla XVII. Esto evidencia que el sistema responde dinámicamente a los cambios fisiológicos del usuario.



Figura 37: Comparativa gráfico con BPM detectado. Fuente: Autor Propio.

Durante las pruebas no se registraron comportamientos erráticos ni oscilaciones abruptas ante pequeñas fluctuaciones transitorias de la señal, lo que confirma la estabilidad del esquema de procesamiento implementado. Esta estabilidad se sustenta en el filtrado digital y el umbral adaptativo utilizados para la detección de latidos Figura 32, así como en la coherencia observada en los valores de BPM registrados en el Monitor Serial Figura 34 y en la comparativa gráfica presentada Figura 37.

A diferencia del sistema original basado en una tabla fija de simulación, el modelo repotenciado opera en función de datos bioeléctricos reales, consolidando un esquema interactivo de biofeedback y validando la efectividad del acoplamiento eléctrico–mecánico desarrollado.

VII-D. Estado funcional del prototipo integrado

VII-D1. Integración operativa del sistema completo: Una vez integrados los subsistemas de adquisición bioeléctrica, procesamiento digital, control electromecánico y comunicación interna, se evaluó el funcionamiento del prototipo como sistema unificado. Esta etapa tuvo como objetivo verificar la operación conjunta de todos los módulos bajo condiciones reales de prueba.

Durante la ejecución experimental se confirmó que el flujo completo de operación se desarrollaba de manera continua y estable. La secuencia funcional implementada durante las pruebas se presenta en la Figura 38, donde se describe el recorrido de la señal desde su adquisición electrocardiográfica hasta la generación del movimiento mecánico del modelo cardíaco.

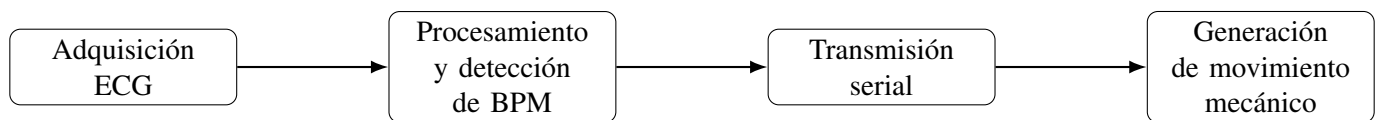


Figura 38: Flujo operativo del sistema durante pruebas experimentales. Fuente: Autor propio.

El sistema operó sin reinicios espontáneos, bloqueos ni interrupciones en la comunicación entre microcontroladores, evidenciando estabilidad en la adquisición, procesamiento, transmisión y actuación mecánica del prototipo repotenciado.

Asimismo, se verificó que el modo de adquisición en tiempo real puede activarse sin afectar el funcionamiento general del simulador. La coexistencia entre los modos predefinidos del sistema original y el nuevo modo bioeléctrico demuestra que la repotenciación fue implementada de forma modular y no invasiva.

El prototipo mostró estabilidad eléctrica durante periodos prolongados de operación, manteniendo consistencia en la lectura de la señal y en la respuesta mecánica asociada. Esta validación confirma que el sistema no solo funciona a nivel de subsistemas aislados, sino que opera como una unidad tecnológica integrada. La Figura 39 evidencia la secuencia de como actúa el proceso.

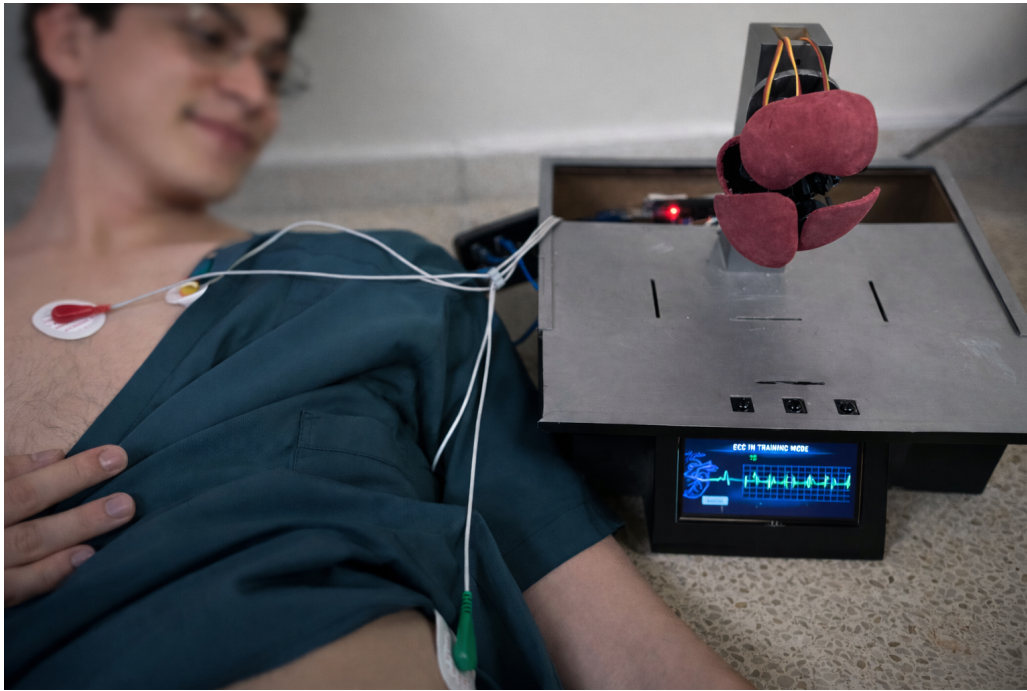


Figura 39: Prototipo en operación durante pruebas experimentales con usuario conectado al sistema ECG en tiempo real. Fuente: Autor propio.

VII-E. Resultados de la visualización e interfaz gráfica

VII-E1. Representación de parámetros en tiempo real: La incorporación del modo de visualización en tiempo real permitió complementar el comportamiento electromecánico del simulador con una representación gráfica coherente de los parámetros fisiológicos detectados. En el modo ECG en tiempo real, implementado en la pantalla táctil Nextion, se visualiza el valor numérico de la frecuencia cardíaca (BPM), así como un trazado gráfico tipo electrocardiográfico sincronizado con dicha frecuencia.

El valor de BPM mostrado en pantalla corresponde directamente al cálculo realizado por el subsistema de adquisición basado en el Arduino Nano, el cual detecta los picos del complejo QRS y transmite el resultado al controlador principal mediante comunicación serial. El Arduino UNO recibe este valor y lo envía a la interfaz gráfica para su representación en el componente numérico correspondiente. Este proceso garantiza que el parámetro visualizado no sea simulado ni predefinido, sino derivado de la señal bioeléctrica real adquirida del usuario.

En cuanto al trazado gráfico, la forma de onda representada corresponde a una señal sintética tipo P-QRS-T generada en el controlador principal. Si bien no se trata de la señal analógica cruda, su frecuencia está directamente sincronizada con el BPM real detectado, permitiendo una representación didáctica coherente del ritmo cardíaco. Esta estrategia reduce el consumo de memoria del sistema gráfico y optimiza el desempeño de la interfaz, manteniendo al mismo tiempo la correspondencia dinámica con la señal fisiológica.

Durante las pruebas realizadas, se verificó que el valor numérico de BPM se actualiza periódicamente cada 200 ms, mientras que el componente gráfico tipo waveform se actualiza aproximadamente cada 15 ms, lo que equivale a una frecuencia cercana a 66 Hz. Esta actualización continua permite una representación fluida y visualmente estable del comportamiento cardíaco simulado. La Figura 40 evidencia la visualización de la interfaz en procedimiento y en la Tabla XIX vemos los parámetros de la interfaz.

Tabla XIX: Parámetros de actualización de la interfaz gráfica. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Frecuencia de actualización
Valor de BPM mostrado	200 ms
Waveform gráfico ECG	15 ms (66 Hz)



Figura 40: Interfaz gráfica en modo ECG en tiempo real mostrando el valor de BPM detectado y el trazado sincronizado. Fuente: Autor Propio.

VII-E2. Validación visual del comportamiento dinámico: Con el propósito de validar la coherencia entre la señal bioeléctrica adquirida y su representación gráfica, se realizaron pruebas de variación fisiológica y de contacto, observando la respuesta visual del sistema. Se comprobó que modificaciones en la frecuencia cardíaca detectada producen cambios inmediatos en el valor numérico mostrado en pantalla, así como en la velocidad de desplazamiento del trazado gráfico.

Cuando el subsistema de adquisición detecta un incremento en el BPM, el controlador principal ajusta progresivamente el valor enviado a la interfaz, generando una transición suave en la visualización numérica y en la frecuencia del trazado. De manera simultánea, el comportamiento electromecánico del simulador se adapta a esta variación, estableciendo coherencia entre representación visual y movimiento físico.

Asimismo, se verificó la separación clara entre el modo de simulación predefinida y el modo de adquisición en tiempo real. La interfaz permite al usuario seleccionar el modo de operación sin interferencias entre ambos, manteniendo independencia funcional entre las distintas configuraciones del sistema.

Durante el proceso de desarrollo se realizaron optimizaciones estructurales en la interfaz, incluyendo reorganización de recursos gráficos y simplificación de componentes para evitar limitaciones de memoria. La versión final implementada opera sin errores de carga ni fallos de visualización, garantizando estabilidad durante la ejecución continua.

Los resultados obtenidos confirman que la interfaz gráfica no cumple únicamente una función estética, sino que constituye un elemento integral del sistema repotenciado, permitiendo al usuario observar de manera directa la relación entre actividad eléctrica, representación gráfica y respuesta mecánica. En la figura 41 se visualiza la interfaz de modos, a continuación en las Figuras 42 y 43 muestra la secuencia del interfaz en el modo de ECG Real.



Figura 41: Interfaz gráfica mostrando la separación entre modo simulación y modo ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.



Figura 42: Interfaz gráfica preparación para el modo ECG Real. Fuente: Autor Propio.



Figura 43: Interfaz gráfica ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.

VII-E3. Resultados del subsistema móvil de visualización: Durante las pruebas experimentales del prototipo repotenciado, el subsistema móvil de visualización demostró funcionamiento estable en condiciones de red local controlada, manteniendo sincronización adecuada con el sistema embebido y permitiendo la supervisión operativa en tiempo real.

Validación de conectividad y comunicación: La conexión entre el dispositivo móvil y el módulo ESP8266 se estableció mediante red WiFi local generada en modo Access Point (AP). La red operó en banda de 2.4 GHz con cifrado WPA2-Personal, sin exposición directa a internet, garantizando un entorno cerrado y controlado para las pruebas Figura 44.



Figura 44: Conexión del dispositivo móvil a la red local generada por el ESP8266. Fuente: Autor Propio.

Durante las pruebas, la aplicación ejecutó consultas periódicas hacia el endpoint `/data`, recibiendo estructuras de datos en formato JSON con parámetros de estado y frecuencia cardíaca. La comunicación se mantuvo estable bajo un modelo request-response no persistente Figura 45.



Figura 45: Respuesta del servidor HTTP embebido en formato JSON. Fuente: Autor Propio.

Representación gráfica y actualización en tiempo real: La interfaz móvil mostró actualización dinámica del valor de frecuencia cardíaca (BPM) y representación continua del trazado ECG. En pruebas bajo patrón de bradicardia simulada (40 bpm), la visualización coincidió con el valor configurado en el sistema embebido Figura 46. No se evidenció desfase perceptible entre la visualización en la aplicación móvil y la pantalla embebida del simulador, indicando sincronización adecuada entre subsistemas Figura 47.

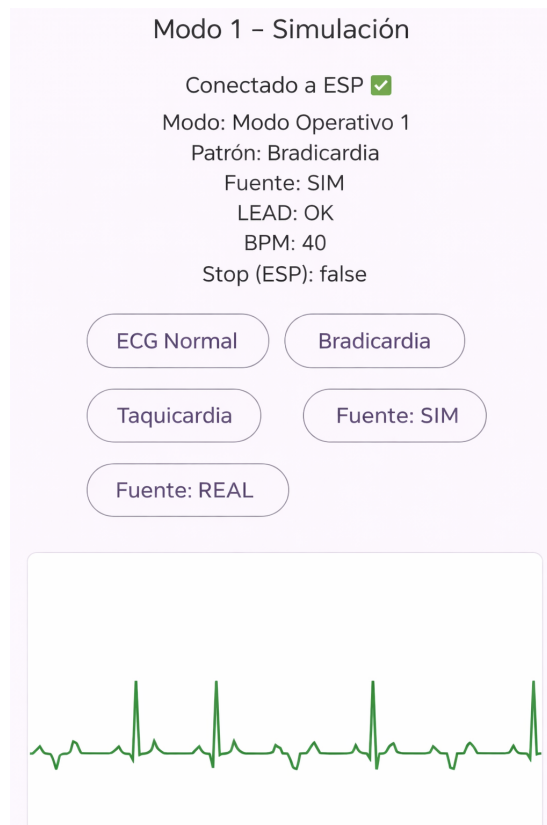


Figura 46: Interfaz móvil mostrando monitoreo y los diferentes modos. Fuente: Autor Propio.

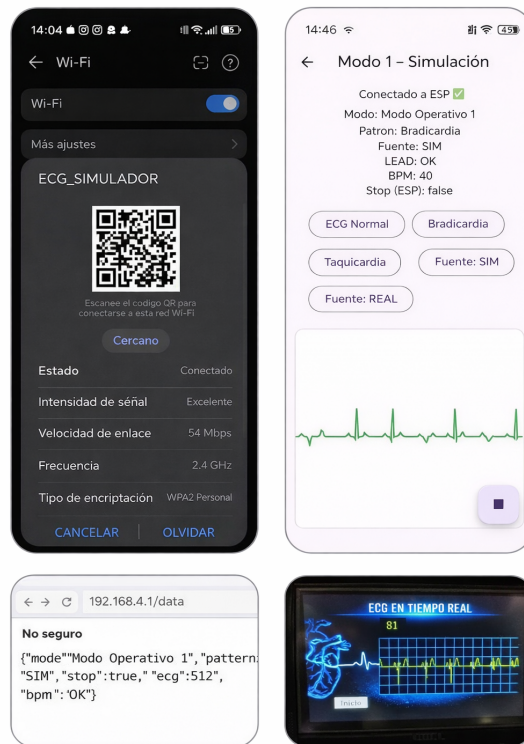


Figura 47: Visualización simultánea del ECG en pantalla embebida del simulador. Fuente: Autor Propio.

Con el objetivo de validar el comportamiento funcional de la aplicación móvil y su integración con el servidor HTTP embebido, se realizaron pruebas operativas controladas en distintos escenarios de cambio de modo, fuente de señal y estado de conexión. En la Tabla XX se resumen los principales ensayos realizados y el comportamiento observado del sistema.

Tabla XX: Pruebas de validación funcional de la aplicación móvil. Fuente: Autor Propio.

Prueba realizada	Resultado observado	Comportamiento del sistema
Selección de patrón Bradicardia (SIM)	Visualización de BPM = 40	Actualización correcta del valor y trazado ECG estable en pantalla.
Cambio a patrón Taquicardia	Incremento de BPM \geq 100	Actualización inmediata de parámetros sin pérdida de conexión.
Cambio de fuente SIM a REAL	Indicador WAIT_NANO cuando no hay datos	Transición controlada entre estados sin bloqueo del sistema.
Activación de estado STOP	Detención del movimiento mecánico	Sistema embebido mantiene comunicación activa con la app.
Desconexión temporal de red WiFi	Pérdida momentánea de visualización	Servidor continúa operando y la app restablece consulta automáticamente.
Consulta directa al endpoint /data	Recepción de estructura JSON válida	Confirmación de comunicación HTTP bajo modelo request-response.

Estabilidad operativa y comportamiento ante desconexión: En pruebas de desconexión del dispositivo móvil, el sistema embebido mantuvo su operación autónoma sin afectar el procesamiento de la señal electrocardiográfica ni la lógica de estados. Al restablecer la conexión WiFi, la aplicación retomó automáticamente la consulta periódica sin requerir reinicio del sistema.

Estos resultados confirman que el subsistema móvil opera como cliente ligero de supervisión, sin interferir en la adquisición ni en el procesamiento primario de la señal ECG, manteniendo la integridad de la arquitectura modular implementada.

VII-F. Comparación entre el simulador original y el sistema repotenciado

VII-F1. Análisis comparativo estructurado: Con el propósito de evidenciar el impacto técnico del proyecto desarrollado, se realizó un cuadro comparativo entre el simulador cardíaco original y el sistema repotenciado implementado en el presente trabajo. Este análisis permite identificar las mejoras funcionales incorporadas y su contribución al cumplimiento de los objetivos planteados en el marco metodológico.

El simulador original operaba bajo un esquema de simulación predefinida, utilizando valores de frecuencia cardíaca almacenados en tablas internas para generar movimiento mecánico. En contraste, el sistema repotenciado incorpora un subsistema de adquisición bioeléctrica capaz de captar señales electrocardiográficas reales en tiempo real, procesarlas digitalmente y utilizarlas como variable de control dinámica. La Tabla XXI resume las diferencias técnicas más relevantes entre ambas configuraciones.

Tabla XXI: Comparación técnica entre el simulador cardíaco original y el sistema repotenciado desarrollado. Fuente: Autor Propio.

Criterio de evaluación	Simulador original	Sistema repotenciado
Fuente de frecuencia cardíaca	Tabla fija de valores predefinidos	Señal ECG real adquirida en tiempo real
Adquisición bioeléctrica	No disponible	Implementada mediante módulo ECG y Arduino Nano
Procesamiento digital	No requerido	Filtrado digital, estabilización de línea base y detección de picos
Control electromecánico	Basado en valores simulados	Gobernado por el valor de BPM detectado dinámicamente
Visualización gráfica	Representación estática o simulada	Visualización de BPM real y waveform sincronizado
Interactividad con el usuario	Limitada	Dependiente de condiciones fisiológicas reales del usuario
Arquitectura electrónica	Sistema centralizado	Arquitectura distribuida modular
Enfoque educativo	Demostrativo básico	Sistema interactivo con biofeedback en tiempo real

VII-G. Resultados de la validación técnica y educativa

La validación técnica y educativa del simulador repotenciado se realizó con la participación de 11 estudiantes de la carrera de Ingeniería Biomédica, quienes completaron en su totalidad el instrumento de evaluación estructurado bajo escala tipo Likert de cinco niveles (1 = Totalmente en desacuerdo; 5 = Totalmente de acuerdo). No se registraron respuestas en blanco ni datos incompletos.

Los resultados obtenidos fueron analizados mediante estadística descriptiva, calculando medias por dimensión evaluada y promedio global, con el fin de identificar la percepción general sobre operatividad técnica, funcionalidad e integración tecnológica, impacto educativo y aceptación del sistema. En la tabla XXII se evidencia los promedios por dimensiones.

Tabla XXII: Resultados promedio por dimensión evaluada. Fuente: Autor Propio.

Dimensión evaluada	Media (1–5)
Operatividad técnica	4.73
Funcionalidad e integración tecnológica	4.55
Impacto educativo	4.73
Utilidad y recomendación	4.82
Promedio global	4.69

Los resultados muestran medias superiores a 4.50 en todas las dimensiones evaluadas, evidenciando una percepción altamente favorable del simulador repotenciado. La dimensión con mayor valoración fue “Utilidad y recomendación” (4.82), lo que indica una fuerte aceptación del sistema como herramienta formativa. Por su parte, la dimensión “Funcionalidad e integración tecnológica” presentó una media de 4.55, manteniéndose dentro de un rango de validación positiva.

El promedio global obtenido fue de 4.69 sobre 5, equivalente a 46.9 puntos sobre 50 posibles, lo que ubica al simulador en un nivel de alta aceptación técnica y educativa dentro del grupo evaluado.

VII-G1. Operatividad técnica: Los resultados correspondientes a la dimensión de operatividad técnica se presentan en las Figuras 48, 49 y 50. En dichas representaciones gráficas se observa una concentración predominante de respuestas en las categorías “De acuerdo” y “Totalmente de acuerdo”, lo cual evidencia que el sistema presenta un funcionamiento estable y coherente durante su operación en tiempo real.

La Figura 48 muestra la percepción positiva respecto al encendido y funcionamiento general del sistema, indicando que no se registraron fallos críticos durante las pruebas experimentales. Por su parte, las Figuras 49 y 50 evidencian que los evaluadores consideraron adecuada la respuesta del sistema ante la adquisición de la señal electrocardiográfica y su posterior conversión en activación mecánica.

Estos resultados permiten afirmar que la arquitectura electrónica implementada mantiene estabilidad operativa, correcta comunicación entre microcontroladores y adecuada sincronización entre señal eléctrica y movimiento mecánico, validando técnicamente el desempeño del prototipo repotenciado.

I. Operatividad y Funcionamiento Técnico 1. El sistema de adquisición de señales EKG en tiempo real funcionó de manera estable durante la práctica.
11 respuestas

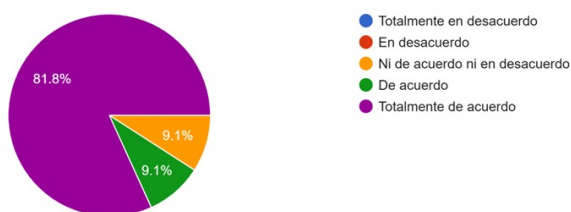


Figura 48: Operatividad técnica primera pregunta. Fuente: Autor Propio.

2. La sincronización entre la señal EKG captada y el movimiento mecánico del corazón fue precisa y coherente.
11 respuestas

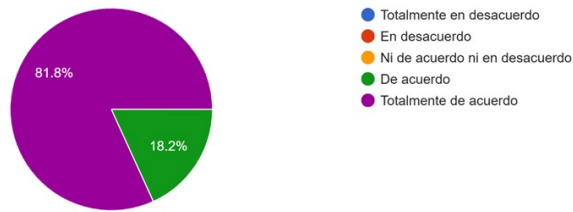


Figura 49: Operatividad técnica segunda pregunta. Fuente: Autor Propio.

3. El sistema de electrodos permitió una captación clara de la señal bioeléctrica.
11 respuestas

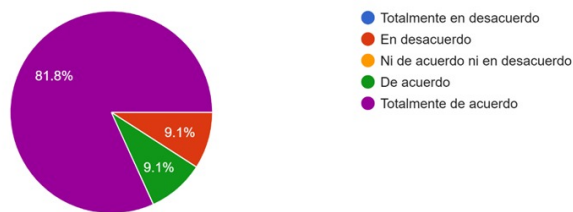


Figura 50: Operatividad técnica tercera pregunta. Fuente: Autor Propio.

VII-G2. *Funcionalidad e integración tecnológica*: La dimensión de funcionalidad e integración tecnológica se encuentra representada en las Figuras 51, 52 y 53. Los resultados reflejan una valoración altamente favorable respecto a la interacción entre los subsistemas de adquisición, procesamiento, visualización y actuación mecánica.

En la Figura 51 se evidencia que los evaluadores percibieron coherencia entre la señal ECG captada y la respuesta mecánica del modelo cardíaco. Asimismo, las Figuras 52 y 53 muestran que la integración entre el Arduino Nano, el Arduino UNO y la interfaz Nextion fue considerada funcional y consistente.

Este comportamiento confirma se logró una integración estructurada de los componentes, garantizando flujo de datos continuo, sincronización adecuada y estabilidad en la visualización de parámetros en tiempo real.

II. Funcionalidad e integración tecnológica 4. La integración entre el modo EKG real y el modo de patrones simulados fue clara y fácil de comprender.
11 respuestas

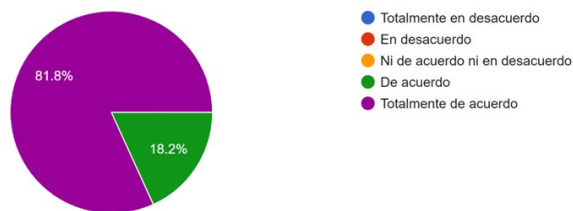


Figura 51: Funcionalidad e integración tecnológica cuarta pregunta. Fuente: Autor Propio.

5. La interfaz programada en Nextion resultó intuitiva y fácil de usar.

11 respuestas

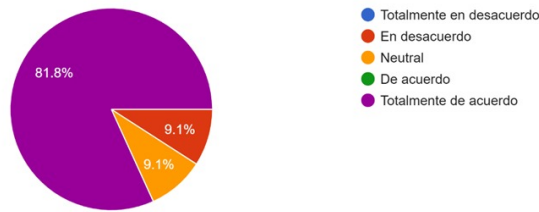


Figura 52: Funcionalidad e integración tecnológica quinta pregunta. Fuente: Autor Propio.

6. La información mostrada en la pantalla del simulador fue clara y fácil de interpretar.

11 respuestas

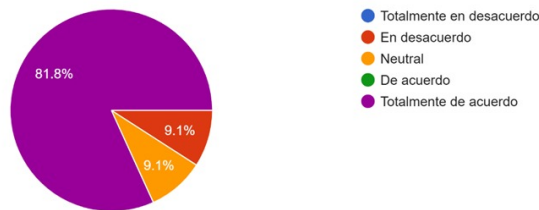


Figura 53: Funcionalidad e integración tecnológica sexta pregunta. Fuente: Autor Propio.

VII-G3. *Impacto educativo:* Los resultados asociados al impacto educativo se presentan en las Figuras 54 y 55. En ambos casos se observa una tendencia marcada hacia las categorías superiores de valoración, lo que indica que el simulador repotenciado fue percibido como una herramienta didáctica efectiva.

La Figura 54 evidencia que los estudiantes consideraron que la visualización en tiempo real facilita la comprensión de la relación entre la actividad eléctrica y la contracción mecánica. De igual forma, la Figura 55 muestra que el uso del biofeedback incrementa el nivel de interés y participación durante la práctica.

Estos hallazgos demuestran que la incorporación de señales bioeléctricas reales fortalece el aprendizaje significativo, permitiendo que los usuarios asocien conceptos teóricos con experiencias prácticas observables, lo cual representa un aporte relevante a la alfabetización sanitaria y a la formación en Ingeniería Biomédica.

III. Aprendizaje adquirido 7. La experiencia práctica con el simulador mejoró mi comprensión del funcionamiento eléctrico y mecánico del corazón.

11 respuestas

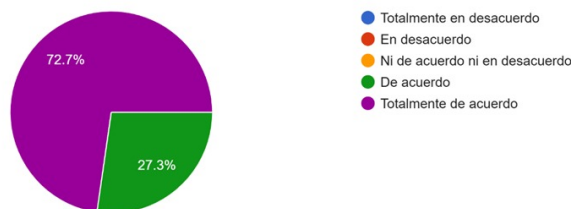


Figura 54: Impacto educativo séptima pregunta. Fuente: Autor Propio.

III. Aprendizaje adquirido 7. La experiencia práctica con el simulador mejoró mi comprensión del funcionamiento eléctrico y mecánico del corazón.

11 respuestas

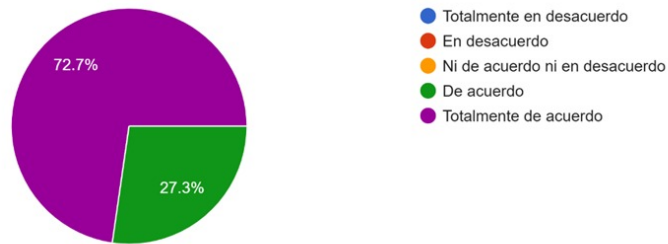


Figura 55: Impacto educativo octava pregunta. Fuente: Autor Propio.

VII-G4. *Utilidad y recomendación:* La dimensión de utilidad y recomendación se ilustra en las Figuras 56 y 57. Los resultados muestran una alta disposición por parte de los evaluadores en recomendar el uso del simulador repotenciado en entornos académicos.

En la Figura 56 se observa que los participantes consideran que el sistema posee aplicabilidad práctica en procesos formativos. De manera complementaria, la Figura 57 refleja que existe aceptación general respecto a su implementación como recurso didáctico en diversas asignaturas.

En conjunto, estos resultados consolidan la viabilidad técnica y pedagógica del sistema desarrollado, evidenciando que la repotenciación no solo mejora el desempeño tecnológico del simulador original, sino que incrementa su valor educativo y su pertinencia en contextos de formación universitaria.

IV. Utilidad y Recomendación 9. Considero que este simulador es una herramienta adecuada para educación en salud.

11 respuestas

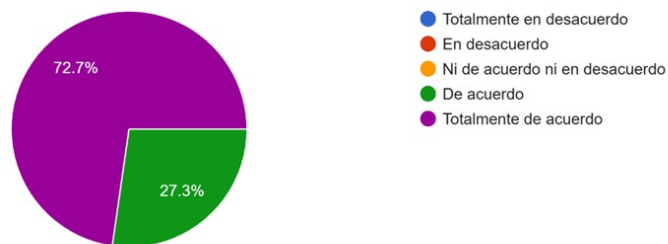


Figura 56: Utilidad y recomendación novena pregunta. Fuente: Autor Propio.

10. Recomendaría el uso de este simulador en actividades formativas sobre actividad cardíaca.
11 respuestas

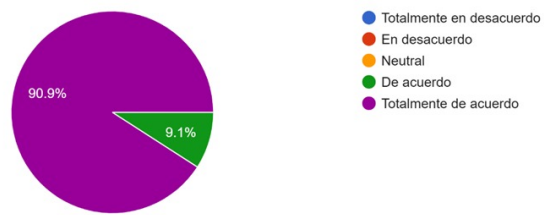


Figura 57: Utilidad y recomendación décima pregunta. Fuente: Autor Propio.

En conjunto, los resultados evidencian una valoración altamente favorable del simulador repotenciado tanto en su operatividad técnica como en su pertinencia educativa, consolidando su viabilidad como herramienta formativa en el ámbito de la Ingeniería Biomédica.

VIII. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la Tabla VIII.

PROYECTO DE GRADO	TEMA: REPOTENCIACIÓN DEL SIMULADOR DE ACTIVIDAD CARDÍACA MEDIANTE LA INTEGRACIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN TIEMPO REAL ORIENTADO A EDUCACIÓN PARA LA SALUD. JERRY ISAAC ORDOÑEZ QUIJUE, PAMELA PATRICIA REGALADO SÁNCHEZ	MESES											
		10	11	12	1								
ALUMNOS	RESPONSABLE	ORDOÑEZ-REGALADO											
OBJETIVO GENERAL	REPOTENCIAR EL SIMULADOR DE ACTIVIDAD CARDÍACA MEDIANTE LA INTEGRACIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS EN TIEMPO REAL ORIENTADO A LA EDUCACIÓN PARA LA SALUD.	ORDOÑEZ-REGALADO											
	ACTIVIDAD	ORDOÑEZ-REGALADO											
	DEFINICIÓN DEL TÍTULO DEL ANTEPROYECTO DE INVESTIGACIÓN	ORDOÑEZ-REGALADO											
	DEFINICIÓN DE PROBLEMÁTICA	ORDOÑEZ-REGALADO											
	JUSTIFICACIÓN	ORDOÑEZ-REGALADO											
	OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS	ORDOÑEZ-REGALADO											
	MARCO TEÓRICO	ORDOÑEZ-REGALADO											
	METODOLOGÍA	ORDOÑEZ-REGALADO											
	PRESUPUESTO EN BASE AL PROYECTO A IMPLEMENTAR	ORDOÑEZ-REGALADO											
	ANÁLISIS Y DIAGNÓSTICO DEL SIMULADOR CARDÍACO	ORDOÑEZ-REGALADO											
	DISEÑO DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y PROCESAMIENTO DE SEÑAL EKG	ORDOÑEZ-REGALADO											
	INTEGRACIÓN DEL SISTEMA EKG CON EL SIMULADOR CARDÍACO	ORDOÑEZ-REGALADO											
	DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRÁFICA EN PANTALLA NEXTION	ORDOÑEZ-REGALADO											
	ENSAMBLAJE FÍSICO, ESTRUCTURAL Y ELÉCTRICO DEL SIMULADOR REPOTENCIADO	ORDOÑEZ-REGALADO											
	PRUEBAS FUNCIONALES CON VOLUNTARIOS	ORDOÑEZ-REGALADO											
	VALIDACIÓN EDUCATIVA Y ANÁLISIS FINAL	ORDOÑEZ-REGALADO											

Cronograma de actividades

IX. PRESUPUESTO

Tabla XXIII: Presupuesto

Descripción	Cantidad	Ingresos	Egresos
Recursos estimados	1	3.000,00\$	
Horas de trabajo	350 horas		2.300,00\$
Materiales electrónicos y mecánicos	1		480,64\$
Electrodos de superficie	1		18,00\$
Módulo ECG AD8232 (o equivalente)	2		15,00\$
Cables ECG tipo snap	1		8,00\$
Componentes para filtros adicionales	1		10,00\$
Blindaje y conectores	1		6,00\$
Adaptación interna del simulador	1		12,00\$
Ensamble y rediseño interno	1		20,00\$
TOTAL			2.869,64\$

X. CONCLUSIONES

La implementación del sistema de adquisición de señales bioeléctricas transformó el simulador original en una plataforma interactiva capaz de captar, procesar y visualizar actividad electrocardiográfica real en tiempo real. La integración del módulo AD8232 con el Arduino Nano, junto con el acondicionamiento digital mediante filtrado y detección adaptativa de picos R, garantizó estabilidad en la captura y precisión en el cálculo de la frecuencia cardíaca (BPM). La correcta comunicación con el microcontrolador principal y la interfaz gráfica Nextion consolidó una sincronización efectiva entre la señal eléctrica adquirida y la representación electromecánica del modelo cardíaco, estableciendo un sistema de biofeedback funcional y técnicamente viable.

Aunque no se realizó un rediseño estructural completo, la configuración física existente permitió integrar el nuevo subsistema de adquisición sin comprometer la estabilidad ni la arquitectura base del modelo original. La reutilización de la estructura previa respondió a criterios de viabilidad técnica, compatibilidad mecánica y conservación de un sistema previamente validado, priorizando la integración funcional sobre modificaciones estructurales mayores. Esta decisión aseguró coherencia entre el diseño original y la repotenciación, logrando una reorganización interna más ordenada, segura y adecuada para su operación en entornos educativos.

El desarrollo de la aplicación móvil y la incorporación del módulo ESP8266 ampliaron significativamente las capacidades del simulador, permitiendo la transmisión inalámbrica de datos en formato JSON y la visualización remota de parámetros fisiológicos en tiempo real. Esta integración consolidó una arquitectura híbrida físico-digital en la que el sistema mecánico, la interfaz embebida Nextion y la aplicación móvil operan de manera complementaria, fortaleciendo la accesibilidad, la interacción usuario-dispositivo y el potencial pedagógico del proyecto.

La validación técnica y educativa del simulador repotenciado, aplicada a estudiantes de Biomedicina, evidenció un desempeño altamente favorable con un promedio global de 4.69/5. En la dimensión de operatividad técnica se obtuvo una media de 4.73, donde el 81.8 % de los participantes calificó como “Totalmente de acuerdo” la estabilidad del sistema y la sincronización entre la señal ECG y el movimiento mecánico, aunque se registró un 9.1 % de respuestas en desacuerdo respecto a la claridad de captación de la señal por los electrodos, lo que sugiere posibles variaciones asociadas a colocación, contacto o ruido eléctrico. En funcionalidad e integración tecnológica (media 4.55), si bien el 81.8 % valoró positivamente la integración entre modos y la interfaz Nextion, se identificó un 9.1 % en desacuerdo y 9.1 % en posición neutral en aspectos de usabilidad y claridad visual, evidenciando oportunidades de mejora en diseño gráfico y presentación de información. En impacto educativo (media 4.73), el 100 % de los estudiantes manifestó acuerdo en que la experiencia mejoró su comprensión del funcionamiento eléctrico y mecánico del corazón, aunque el porcentaje de “Totalmente de acuerdo” descendió a 72.7 %, reflejando que, pese a su efectividad, aún puede fortalecerse la profundidad pedagógica de la práctica. Finalmente, la dimensión de utilidad y recomendación alcanzó la media más alta (4.82), con un 90.9 % totalmente dispuesto a recomendar el simulador, confirmando su pertinencia formativa. En conjunto, los datos demuestran una validación sólida del sistema, pero también revelan áreas técnicas y de interfaz susceptibles de optimización para alcanzar niveles de excelencia absoluta.

XI. RECOMENDACIONES

El proyecto desarrollado presenta una base sólida para futuras ampliaciones tanto en el ámbito técnico como pedagógico. En versiones posteriores, podría optimizarse el sistema de adquisición electrocardiográfica mediante la incorporación de filtros digitales más avanzados, como filtros notch para la supresión de interferencia de red (50/60 Hz), así como mejoras en el blindaje del cableado del módulo AD8232. De igual manera, si se prevé ampliar su uso a entornos con mayores exigencias de seguridad eléctrica, sería pertinente evaluar la integración de aislamiento galvánico o fuentes de alimentación aisladas.

En cuanto a la arquitectura de comunicación, futuras implementaciones podrían considerar la migración hacia microcontroladores con mayores capacidades, como el ESP32, permitiendo ampliar funciones de procesamiento, almacenamiento y conectividad. Asimismo, si el sistema evoluciona hacia escenarios fuera de red local controlada, podría contemplarse la incorporación de mecanismos básicos de cifrado o protocolos de comunicación más robustos.

Desde la perspectiva estructural, se recomienda documentar de manera estandarizada el proceso de ensamblaje y configuración del sistema, incluyendo esquemas eléctricos y parámetros de programación, para facilitar su replicabilidad en otros laboratorios académicos. Asimismo, se sugiere evaluar el uso de materiales más resistentes como policarbonato o acrílico de mayor espesor para la carcasa, soportes impresos en PETG para una fijación más estable de los módulos electrónicos y placas FR4 con borneras para una distribución eléctrica más segura, lo que permitiría incrementar la durabilidad, estabilidad mecánica y confiabilidad del simulador ante uso frecuente.

En el ámbito educativo, se sugiere ampliar la muestra de estudiantes en futuras validaciones e incorporar instrumentos cuantitativos estructurados que permitan medir con mayor precisión el impacto del simulador en la comprensión de conceptos de electrofisiología cardíaca. Asimismo, podría contemplarse la ampliación de los patrones electrocardiográficos disponibles en el sistema, incorporando una mayor variedad de condiciones fisiológicas y patológicas que enriquezcan los escenarios de simulación clínica y fortalezcan su aplicación pedagógica en Ingeniería Biomédica.

REFERENCIAS

- [1] M. Bakhit et al., «Cardiovascular disease risk communication and prevention: a meta-analysis,» *European heart journal*, vol. 45, n.º 12, págs. 998-1013, 2024.
- [2] A. Jamieson, T. J. Chico, S. Jones, N. Chaturvedi, A. D. Hughes y M. Orini, «A guide to consumer-grade wearables in cardiovascular clinical care and population health for non-experts,» *NPJ cardiovascular health*, vol. 2, n.º 1, pág. 44, 2025.
- [3] M. H. Swahn et al., «Advancing mHealth research in low-resource settings: young women’s insights and implementation challenges with wearable smartwatch devices in Uganda,» *Sensors*, vol. 24, n.º 17, pág. 5591, 2024.
- [4] Y.-L. Cheng, W.-H. Yeh e Y.-P. Liao, «The implementation of a gesture recognition system with a millimeter wave and thermal imager,» *Sensors*, vol. 24, n.º 2, pág. 581, 2024.
- [5] J. Holtrop et al., «Impact of the 2021 European Society for Cardiology prevention guideline’s stepwise approach for cardiovascular risk factor treatment in patients with established atherosclerotic cardiovascular disease,» *European journal of preventive cardiology*, vol. 31, n.º 6, págs. 754-762, 2024.
- [6] S. U. Khan et al., «Single-cell RNA sequencing (scRNA-seq): advances and challenges for cardiovascular diseases (CVDs),» *Current problems in cardiology*, vol. 49, n.º 2, pág. 102 202, 2024.
- [7] L. S. Lilly et al., *Pathophysiology of heart disease: a collaborative project of medical students and faculty*. Lippincott Williams & Wilkins, 2011.
- [8] C. Serrano y M. Guzmán, *Sistema de conducción del corazón: Partes y funciones*, es, <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/sistema-de-conduccion-del-corazon>, Última revisión: 29 noviembre 2023, Kenhub, 2023.
- [9] StatPearls Publishing Authors, *Cardiac Conduction System*, en. StatPearls Publishing, 2025, Accedido el 2 diciembre 2025.
- [10] J. F. Thayer y R. D. Lane, «Claude Bernard and the heart–brain connection: Further elaboration of a model of neurovisceral integration,» *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, vol. 33, n.º 2, 81–88, 2009. DOI: 10.1016/j.neubiorev.2008.08.004. dirección: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18771686/>.
- [11] D. M. Bers, *Excitation–Contraction Coupling and Cardiac Contractile Force*, 2.^a ed. Dordrecht: Springer, 2008.
- [12] R. E. Klabunde, *Cardiac Conduction System*. NCBI Bookshelf, 2025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/>.
- [13] A. Goldberger, *Goldberger’s clinical electrocardiography*. Elsevier, 2018, vol. 10.
- [14] MedlinePlus, *Electrocardiograma (ECG)*, es, <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003868.htm>, Última revisión: 5 agosto 2024; consultado: 02 diciembre 2025, 2024.
- [15] S. Publishing, *ECG Recording Techniques / Electrocardiogram – StatPearls [Internet]*, en. StatPearls Publishing, 2025, Accedido el 2 diciembre 2025.
- [16] J. G. Webster, *Medical instrumentation: application and design*. John Wiley & Sons, 2009.
- [17] J. Pan y W. J. Tompkins, «A Real-Time QRS Detection Algorithm,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, n.º 3, págs. 230-236, 1985. DOI: 10.1109/TBME.1985.325532. dirección: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4122029>.
- [18] A. H. Association, *Target Heart Rates Chart*, en, <https://www.heart.org/en/healthy-living/fitness/fitness-basics/target-heart-rates>, Última revisión: 12 agosto 2024; consultado: 02 diciembre 2025, 2024.
- [19] F. Shaffer y J. P. Ginsberg, «An overview of heart rate variability metrics and norms,» *Frontiers in public health*, vol. 5, pág. 258, 2017.
- [20] W. H. Organization, *Cardiovascular Diseases (CVDs): Key Facts*, en, [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)), Consultado el 02 diciembre 2025, 2021.
- [21] J. E. Hall y M. E. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2020.
- [22] C. Serrano y M. Guzmán, *Sistema de conducción del corazón: partes y funciones*, es, <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/sistema-de-conduccion-del-corazon>, Consultado el 02 diciembre 2025, 2025.

- [23] S. Publishing, *Sinoatrial Node — StatPearls [Internet]*, en. StatPearls Publishing, 2025, Consultado el 02 diciembre 2025.
- [24] D. M. Bers, «Cardiac excitation–contraction coupling,» *Nature*, vol. 415, n.º 6868, págs. 198-205, 2002.
- [25] D. A. Eisner, J. L. Caldwell, K. Kistamás y A. W. Trafford, «Calcium and Excitation–Contraction Coupling in the Heart,» *Circulation Research*, vol. 121, n.º 2, págs. 181-195, 2017. DOI: 10.1161/CIRCRESAHA.117.310230. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5497788/>.
- [26] D. M. Bers, «Cardiac excitation–contraction coupling,» *Nature*, vol. 415, n.º 6868, págs. 198-205, 2002. DOI: 10.1038/415198a. dirección: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11805843/>.
- [27] J. Hattie y H. Timperley, «The power of feedback,» *Review of educational research*, vol. 77, n.º 1, págs. 81-112, 2007.
- [28] F. Shaffer y J. P. Ginsberg, «An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms,» *Frontiers in Public Health*, vol. 5, pág. 258, 2017. DOI: 10.3389/fpubh.2017.00258. dirección: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fpubh.2017.00258/full>.
- [29] J. F. Thayer y R. D. Lane, «A model of neurovisceral integration in emotion regulation and dysregulation,» *Journal of affective disorders*, vol. 61, n.º 3, págs. 201-216, 2000.
- [30] G. D. Clifford, F. Azuaje, P. Mcsharry et al., «ECG statistics, noise, artifacts, and missing data,» *Advanced methods and tools for ECG data analysis*, vol. 6, n.º 1, pág. 18, 2006.
- [31] N. Apellido1, N. Apellido2 y N. Apellido3, «Título del artículo tal como aparece en la página,» *Nombre de la revista donde fue publicado*, vol. Volumen, n.º Número / Issue (si aplica), Rango de páginas, Año de publicación. DOI: doi:/DOIelartculo(sitiene). dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2901563/>.
- [32] N. A. Trayanova y B. M. Tice, «Integrative computational models of cardiac arrhythmias: simulating the structurally realistic heart,» *Drug Discovery Today: Disease Models*, vol. 6, n.º 3, págs. 85-91, 2009. DOI: 10.1016/j.ddmod.2009.08.001. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC2901563/>.
- [33] J. Mayourian, E. A. Sobie y K. D. Costa, «An Introduction to Computational Modeling of Cardiac Electrophysiology and Arrhythmogenicity,» en *Experimental Models of Cardiovascular Diseases: Methods and Protocols*, ép. Methods in Molecular Biology, K. Ishikawa, ed., vol. 1816, Humana Press, 2018, págs. 17-35. DOI: 10.1007/978-1-4939-8597-5_2. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC6561094/>.
- [34] C. Elendu et al., «The impact of simulation-based training in medical education: A review,» *Medicine (Baltimore)*, vol. 103, n.º 27, e38813, 2024. DOI: 10.1097/MD.00000000000038813. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11224887/>.
- [35] G. E. Prinsloo, H. L. Rauch, M. I. Lambert, F. Muench, T. D. Noakes y W. E. Derman, «The effect of short duration heart rate variability (HRV) biofeedback on cognitive performance during laboratory induced cognitive stress,» *Applied Cognitive Psychology*, vol. 25, n.º 5, págs. 792-801, 2011.
- [36] P. M. Lehrer y R. Gevirtz, «Heart rate variability biofeedback: How and why does it work?» *Frontiers in Psychology*, vol. 5, pág. 756, 2014. DOI: 10.3389/fpsyg.2014.00756. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC5531784/>.
- [37] L. Sörnmo y P. Laguna, *Bioelectrical signal processing in cardiac and neurological applications*. Academic press, 2005.
- [38] M. H. S. Aldosari, «Development of a Graphical User Interface for ECG Signals Classification Using Statistical Features Analysis,» Thesis; Matlab-based ECG GUI; acceso 2025-12-02, Tesis de mtría., Florida Institute of Technology, 2020. dirección: <https://repository.fit.edu/etd/529>.
- [39] J. Nielsen, «The usability engineering life cycle,» *Computer*, vol. 25, n.º 3, págs. 12-22, 2002.
- [40] M. Zolotova y A. Giambattista, «Designing Cognitive Ergonomics Features of Medical Devices: Aspects of Cognitive Interaction,» *The Design Journal*, vol. 22, n.º sup1, págs. 463-474, 2019. DOI: 10.1080/14606925.2019.1595432. dirección: https://iris.uniroma1.it/retrieve/e3835321-6c6b-15e8-e053-a505fe0a3de9/Zotolova_Designing_2019.pdf.
- [41] H. Choi et al., «User Experience Study of the Patient Monitoring Systems in ICUs: Usability and Eye-Tracking Analysis,» *Healthcare*, vol. 12, n.º 24, pág. 2573, 2024. DOI: 10.3390/healthcare12242573. dirección: <https://www.mdpi.com/2227-9032/12/24/2573>.

- [42] P. M. Lehrer et al., «Heart Rate Variability Biofeedback Improves Emotional and Physical Health and Performance: A Systematic Review and Meta-Analysis,» *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, vol. 45, n.º 3, págs. 109-129, 2020. DOI: 10.1007/s10484-020-09466-z. dirección: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32385728/>.
- [43] M. N. K. Boulos, A. C. Brewer, C. Karimkhani, D. B. Buller y R. P. Dellavalle, «Mobile medical and health apps: state of the art, concerns, regulatory control and certification,» *Online journal of public health informatics*, vol. 5, n.º 3, 2014.
- [44] S. Feng, M. Mäntymäki, A. Dhir y H. Salmela, «How Self-tracking and the Quantified Self Promote Health and Well-being: Systematic Review,» *Journal of Medical Internet Research*, vol. 23, n.º 9, e25171, 2021. DOI: 10.2196/25171. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8493454/>.
- [45] M. Lee et al., «Graphical user interface design to improve understanding of the patient-reported outcome symptom response,» *Plos one*, vol. 18, n.º 1, e0278465, 2023.
- [46] World Health Organization, «Health Promotion: Track 2—Health Literacy and Health Behaviour,» World Health Organization, Geneva, 2016.
- [47] World Health Organization, «Ottawa Charter for Health Promotion,» World Health Organization, Ottawa, 1986.
- [48] Y. Okuda et al., «The utility of simulation in medical education: What is the evidence?» *Mount Sinai Journal of Medicine*, vol. 76, n.º 4, págs. 330-343, 2009.
- [49] S. B. Issenberg, W. C. McGaghie, E. R. Petrusa, D. L. Gordon y R. J. Scalese, «Features and uses of high-fidelity medical simulations that lead to effective learning: A BEME systematic review,» *Medical Teacher*, vol. 27, n.º 1, págs. 10-28, 2005.
- [50] M. H. Immordino-Yang y A. Damasio, «We feel, therefore we learn: The relevance of affective and social neuroscience to education,» *Mind, Brain, and Education*, vol. 1, n.º 1, págs. 3-10, 2007.
- [51] E. L. Deci y R. M. Ryan, «The "what" and "why" of goal pursuits: Human needs and the self-determination of behavior,» *Psychological Inquiry*, vol. 11, n.º 4, págs. 227-268, 2000.
- [52] J. O. Prochaska y W. F. Velicer, «The transtheoretical model of health behavior change,» *American Journal of Health Promotion*, vol. 12, n.º 1, págs. 38-48, 1997.
- [53] R. E. Mayer, *Multimedia Learning*, 2.ª ed. Cambridge: Cambridge University Press, 2009.
- [54] J. Radianti, T. A. Majchrzak, J. Fromm e I. Wohlgenannt, «A systematic review of immersive virtual reality applications for higher education: Design elements, lessons learned, and research agenda,» *Computers & Education*, vol. 147, pág. 103778, 2020.
- [55] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 5.ª ed. Hoboken: Wiley, 2020.
- [56] *IEC 62366-1: Medical devices – Application of usability engineering to medical devices*, International Electrotechnical Commission, 2015.
- [57] D. A. Kolb, *Experiential Learning: Experience as the Source of Learning and Development*, 2.ª ed. Upper Saddle River: Pearson Education, 2015.
- [58] D. A. Cook et al., «Technology-enhanced simulation for health professions education: A systematic review and meta-analysis,» *JAMA*, vol. 306, n.º 9, págs. 978-988, 2011.
- [59] J. D. Enderle, S. M. Blanchard y J. D. Bronzino, *Introduction to Biomedical Engineering*, 4.ª ed. Boston: Academic Press, 2018.
- [60] J. D. Bronzino y D. R. Peterson, *Biomedical Engineering Handbook*, 4.ª ed. Boca Raton: CRC Press, 2015.
- [61] G. D. Clifford, F. Azuaje y P. McSharry, *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Boston: Artech House, 2006.
- [62] R. McCraty y D. Childre, «Coherence: bridging personal, social, and global health,» *Alternative therapies in health and medicine*, vol. 16, n.º 4, págs. 10-24, 2010.
- [63] M. O. Candela-Leal et al., «Real-time biofeedback system for interactive learning using wearables and IoT,» en *Proceedings of the 2021 IEOM Society International Conference on Industrial Engineering and Operations Management (IEOM 2021)*, Accedido 2025-12-02, 2022. dirección: https://www.researchgate.net/publication/360454049_Real-time_Biofeedback_System_for_Interactive_Learning_using_Wearables_and_IoT?utm_source=chatgpt.com.

- [64] Y. Okuda et al., «The utility of simulation in medical education: what is the evidence?» *Mount Sinai Journal of Medicine: A Journal of Translational and Personalized Medicine*, vol. 81, n.º 5, págs. 431-436, 2014. DOI: 10.1002/msj.21427. dirección: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24673746/>.
- [65] J. R. Pani, J. H. Chariker, F. Naaz, W. Mattingly, J. Roberts y S. E. Sephton, «Learning with interactive computer graphics in the undergraduate neuroscience classroom,» *Advances in Health Sciences Education*, vol. 19, n.º 4, págs. 507-528, 2014. DOI: 10.1007/s10459-013-9483-3. dirección: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC4107209/>.
- [66] M. Banzi y M. Shiloh, *Getting Started with Arduino*, 4.^a ed. Sebastopol: Maker Media, 2022.
- [67] J. G. Webster, *Medical Instrumentation: Application and Design*, 5.^a ed. Hoboken: Wiley, 2020.
- [68] M. Banić, B. Zovko-Cihlar y D. Šimunić, «Low-cost Arduino-based biomedical measurement systems for educational purposes,» *Measurement*, vol. 152, pág. 107 302, 2020.
- [69] G. D. Clifford, F. Azuaje y P. McSharry, *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. Boston: Artech House, 2006.
- [70] L. A. Geddes y L. E. Baker, *Principles of Applied Biomedical Instrumentation*. New York: Wiley, 1989.
- [71] D. M. Bers, *Excitation–Contraction Coupling and Cardiac Contractile Force*. New York: Springer, 2008.
- [72] *IEC 60601-1: Medical electrical equipment – General requirements for basic safety and essential performance*, International Electrotechnical Commission, 2015.
- [73] 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 sede Guayaquil,» Trabajo de Titulación, Universidad Politécnica Salesiana, Guayaquil, Ecuador, 2024.

XII. ANEXOS

Descripción técnica del firmware - Arduino NANO: El presente firmware implementa la adquisición y procesamiento digital de la señal electrocardiográfica proveniente del módulo AD8232. Se aplican filtros digitales IIR pasa-bajas y pasa-altas para estabilizar la señal y reducir ruido de baja y alta frecuencia. La detección de latidos se realiza mediante un algoritmo basado en energía con umbral adaptativo y período refractario, lo que permite minimizar falsos positivos. La frecuencia cardíaca (BPM) se calcula a partir del intervalo entre latidos detectados y se suaviza mediante filtrado exponencial. Finalmente, el valor de BPM es transmitido al Arduino UNO mediante comunicación serial a 9600 baudios.

```
1 // Filtros
2 float lp = 0, hp = 0, prev_lp = 0;
3 const float alphaLP = 0.18;
4 const float alphaHP = 0.02;
5 const float GAIN = 4.0;
6
7 // Detector
8 int prevSig = 512;
9 float energyLP = 0;
10 const float alphaE = 0.25;
11
12 int thr = 30;
13 unsigned long lastBeatMs = 0;
14 const unsigned long refractoryMs = 650;
15
16 // BPM
17 unsigned long lastBeatForBPM = 0;
18 float bpm = 0;
19
20 // Reporte
21 unsigned long lastReportMs = 0;
22 const unsigned long reportEveryMs = 500; // 2 Hz
23
24 void setup() {
25   Serial.begin(9600); // Nano TX (D1 "TX1") hacia el UNO
26 }
27
28 void loop() {
29   int raw = analogRead(PIN_ECG);
30
31   lp = (1.0 - alphaLP) * lp + alphaLP * raw;
32   hp = (1.0 - alphaHP) * (hp + lp - prev_lp);
33   prev_lp = lp;
34
35   int sig = (int)(512 + GAIN * hp);
36   sig = constrain(sig, 0, 1023);
37
38   int diff = sig - prevSig;
39   prevSig = sig;
40   int energy = abs(diff);
41   energyLP = (1.0 - alphaE) * energyLP + alphaE * energy;
42
43   thr = (int)(0.995 * thr + 0.005 * (energyLP * 2.2));
44   thr = constrain(thr, 35, 200);
45
46   unsigned long now = millis();
47
48   if (energyLP > thr && (now - lastBeatMs) > refractoryMs) {
49     lastBeatMs = now;
50
51     if (lastBeatForBPM != 0) {
52       unsigned long dt = now - lastBeatForBPM;
```

```

53     if (dt > 320 && dt < 1800) {
54         float inst = 60000.0 / dt;
55         bpm = 0.90 * bpm + 0.10 * inst;
56     }
57 }
58 lastBeatForBPM = now;
59 }
60
61 // manda siempre el ultimo bpm (no manda 0.0 nunca)
62 if (now - lastReportMs >= reportEveryMs) {
63     lastReportMs = now;
64     Serial.print("BPM:");
65     Serial.println(bpm, 1);
66 }
67
68 delay(4);
69 }

```

Listing 1: Firmware completo del Arduino Nano para adquisición y procesamiento ECG. Fuente: Autor Propio.

Descripción técnica del firmware – Arduino UNO: Este firmware gestiona el control electromecánico del simulador cardíaco y la interfaz gráfica Nextion. Recibe el valor de BPM procesado por el Arduino Nano y aplica una rampa de transición suave para evitar cambios abruptos en el movimiento mecánico. El ciclo cardíaco es modelado mediante una máquina de estados finitos que reproduce las fases de precarga, sístole, mantenimiento y diástole, sincronizadas con el período calculado. Además, se genera una señal ECG sintética tipo P-QRS-T en la pantalla Nextion, permitiendo una representación visual coherente con el ritmo cardíaco simulado.

```

1 #include <Servo.h>
2 #include <SoftwareSerial.h>
3
4 SoftwareSerial nanoSerial(8, 9); // UNO RX=8 (desde Nano TX), UNO TX=9 (hacia Nano RX)
5
6 Servo AX2, VI, VD;
7 const int PIN_AX2 = 2, PIN_VI = 3, PIN_VD = 4;
8
9 // Ajusta ngulos
10 const int VI_REST = 90, VI_PRE = 98, VI_PEAK = 132;
11 const int VD_REST = 90, VD_PRE = 97, VD_PEAK = 128;
12 const int AX_REST = 90, AX_PRE = 94, AX_PEAK = 112;
13
14 // BPM
15 float bpmRaw = 80.0;
16 float bpmModel = 80.0;
17 const float maxChangePerSec = 8.0;
18 unsigned long lastRampMs = 0;
19
20 unsigned long beatPeriodMs = 750;
21
22 // Fases
23 enum Phase { WAIT, PRELOAD, SYSTOLE, HOLD, DIASTOLE };
24 Phase ph = WAIT;
25
26 unsigned long tPhase = 0;
27 unsigned long lastBeatStart = 0;
28
29 unsigned long tPre = 60, tSys = 120, tHold = 80, tDia = 300;
30
31 // ---- NEXTION ----
32 unsigned long lastNextionSendMs = 0;
33 const unsigned long nextionPeriodMs = 200;
34
35 unsigned long lastWaveMs = 0;

```

```

36 const unsigned long wavePeriodMs = 15;
37
38 const int WAVE_ID = 3;
39
40 void nxEnd() {
41     Serial.write(0xFF);
42     Serial.write(0xFF);
43     Serial.write(0xFF);
44 }
45
46 void nxSetBPM(int bpm) {
47     Serial.print("n0.val=");
48     Serial.print(bpm);
49     nxEnd();
50 }
51
52 void nxClearWave() {
53     Serial.print("cle ");
54     Serial.print(WAVE_ID);
55     Serial.print(",0");
56     nxEnd();
57 }
58
59 void nxWave(uint8_t v) {
60     Serial.print("add ");
61     Serial.print(WAVE_ID);
62     Serial.print(",0,");
63     Serial.print(v);
64     nxEnd();
65 }
66
67 int lerp(int a, int b, float k) {
68     return (int)(a + (b - a) * k);
69 }
70
71 void setAll(int vi, int vd, int ax) {
72     VI.write(constrain(vi, 0, 180));
73     VD.write(constrain(vd, 0, 180));
74     AX2.write(constrain(ax, 0, 180));
75 }
76
77 void setup() {
78     Serial.begin(9600);
79     nanoSerial.begin(9600);
80
81     AX2.attach(PIN_AX2);
82     VI.attach(PIN_VI);
83     VD.attach(PIN_VD);
84
85     setAll(VI_REST, VD_REST, AX_REST);
86
87     unsigned long now = millis();
88     lastBeatStart = now;
89     tPhase = now;
90     lastRampMs = now;
91
92     delay(1500);
93     nxClearWave();
94 }
95
96 void loop() {
97     readBPM();
98     rampBPM();

```

```

99  runHeart();
100 sendBPMtoNextion();
101  runWaveformBeat();
102 }
103
104 void readBPM() {
105     static String line = "";
106     while (nanoSerial.available()) {
107         char c = (char)nanoSerial.read();
108
109         if (c == '\n' || c == '\r') {
110             if (line.startsWith("BPM:")) {
111                 float v = line.substring(4).toFloat();
112                 if (v >= 40.0 && v <= 180.0) bpmRaw = v;
113             }
114             line = "";
115         } else {
116             if (line.length() < 30) line += c;
117         }
118     }
119 }
120
121 void rampBPM() {
122     unsigned long now = millis();
123     float dt = (now - lastRampMs) / 1000.0;
124     if (dt <= 0) return;
125
126     float maxStep = maxChangePerSec * dt;
127     float diff = bpmRaw - bpmModel;
128
129     if (diff > maxStep) diff = maxStep;
130     if (diff < -maxStep) diff = -maxStep;
131
132     bpmModel += diff;
133     bpmModel = constrain(bpmModel, 40.0, 180.0);
134
135     beatPeriodMs = (unsigned long)(60000.0 / bpmModel);
136
137     tPre = max(40UL, (unsigned long)(0.06 * beatPeriodMs));
138     tSys = max(90UL, (unsigned long)(0.14 * beatPeriodMs));
139     tHold = max(60UL, (unsigned long)(0.08 * beatPeriodMs));
140     tDia = max(180UL, (unsigned long)(0.42 * beatPeriodMs));
141
142     lastRampMs = now;
143 }
144
145 void runHeart() {
146     unsigned long now = millis();
147
148     switch (ph) {
149     case WAIT:
150         if ((now - lastBeatStart) >= beatPeriodMs) {
151             lastBeatStart = now;
152             ph = PRELOAD;
153             tPhase = now;
154             setAll(VI_PRE, VD_PRE, AX_PRE);
155         }
156         break;
157
158     case PRELOAD:
159         if (now - tPhase >= tPre) {
160             ph = SYSTOLE;
161             tPhase = now;

```

```

162     setAll(VI_PEAK, VD_PEAK, AX_PEAK);
163 }
164 break;
165
166 case SYSTOLE:
167     if (now - tPhase >= tSys) {
168         ph = HOLD;
169         tPhase = now;
170     }
171     break;
172
173 case HOLD:
174     if (now - tPhase >= tHold) {
175         ph = DIASTOLE;
176         tPhase = now;
177     }
178     break;
179
180 case DIASTOLE: {
181     unsigned long dt = now - tPhase;
182     if (dt >= tDia) {
183         setAll(VI_REST, VD_REST, AX_REST);
184         ph = WAIT;
185     } else {
186         float k = (float)dt / (float)tDia;
187         setAll(
188             lerp(VI_PEAK, VI_REST, k),
189             lerp(VD_PEAK, VD_REST, k),
190             lerp(AX_PEAK, AX_REST, k)
191         );
192     }
193 } break;
194 }
195 }
196
197 void sendBPMtoNextion() {
198     unsigned long now = millis();
199     if (now - lastNextionSendMs >= nextionPeriodMs) {
200         lastNextionSendMs = now;
201         nxSetBPM((int)(bpmModel + 0.5));
202     }
203 }
204
205 void runWaveformBeat() {
206     unsigned long now = millis();
207     if (now - lastWaveMs < wavePeriodMs) return;
208     lastWaveMs = now;
209
210     float phase = (float)(now - lastBeatStart) / (float)beatPeriodMs;
211     if (phase < 0.0) phase = 0.0;
212     if (phase > 1.0) phase = 1.0;
213
214     float y = 120.0;
215
216     if (phase >= 0.08 && phase < 0.16) {
217         float x = (phase - 0.08) / 0.08;
218         y += 18.0 * sin(3.14159 * x);
219     }
220
221     if (phase >= 0.20 && phase < 0.30) {
222         float x = (phase - 0.20) / 0.10;
223
224         if (x < 0.25) {

```

```

225     y -= 20.0 * (x / 0.25);
226 } else if (x < 0.50) {
227     y += 90.0 * ((x - 0.25) / 0.25);
228 } else if (x < 0.75) {
229     y -= 80.0 * ((x - 0.50) / 0.25);
230 } else {
231     y += 22.0 * ((x - 0.75) / 0.25);
232 }
233 }
234
235 if (phase >= 0.42 && phase < 0.62) {
236     float x = (phase - 0.42) / 0.20;
237     y += 35.0 * sin(3.14159 * x);
238 }
239
240 int yi = (int)(y + 0.5);
241 if (yi < 0) yi = 0;
242 if (yi > 255) yi = 255;
243
244 nxWave((uint8_t)yi);
245 }

```

Listing 2: Firmware completo del Arduino UNO para control del simulador cardíaco e interfaz Nextion. Fuente: Autor Propio.

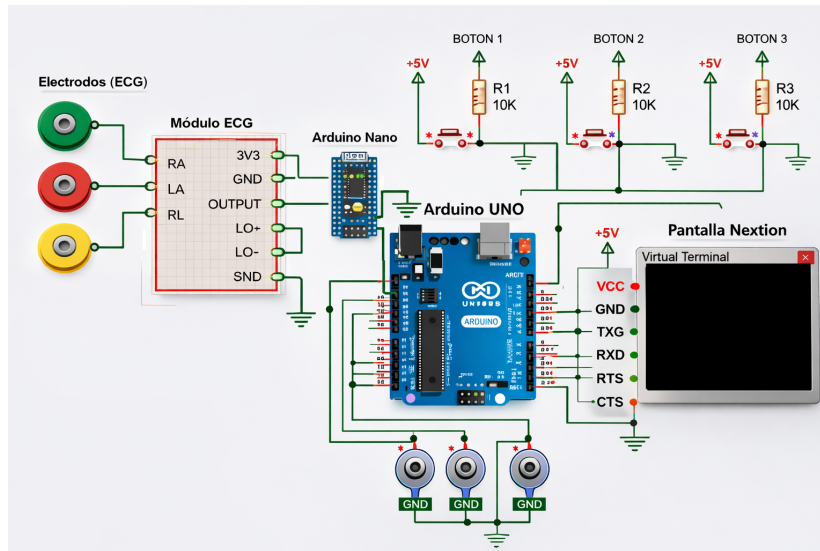


Figura 58: Arquitectura electrónica implementada en el sistema repotenciado. Fuente: Autor Propio.

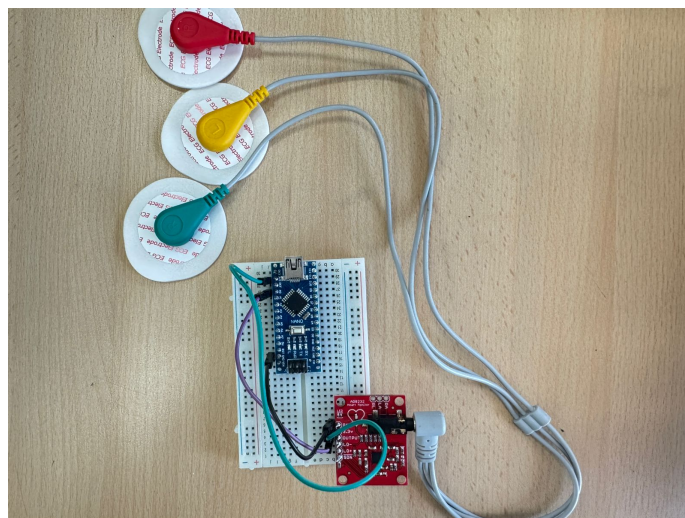


Figura 59: Conexión Nano + ECG en protoboard. Fuente: Autor Propio.



Figura 60: Interfaz gráfica mostrando la separación entre modo simulación y modo ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.



Figura 61: Interfaz gráfica preparación para el modo ECG Real. Fuente: Autor Propio.



Figura 62: Interfaz gráfica ECG en tiempo real. Fuente: Autor Propio.

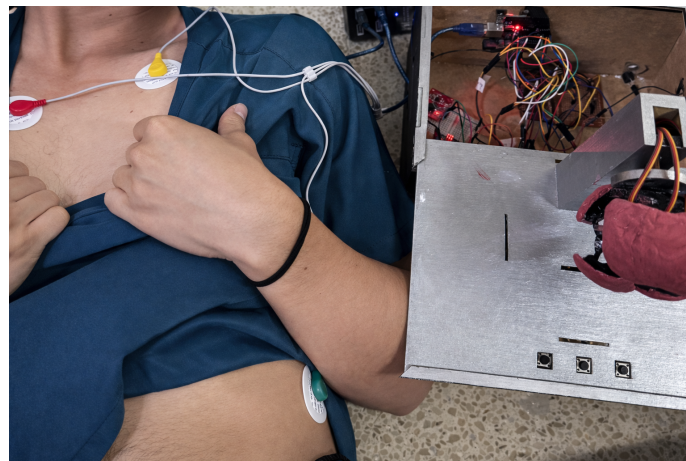


Figura 63: Configuración de adquisición ECG mediante electrodos superficiales en voluntario adulto. Fuente: Autor propio.



Figura 64: Prototipo en operación durante pruebas experimentales con usuario conectado al sistema ECG en tiempo real. Fuente: Autor propio.