



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE GUAYAQUIL
CARRERA DE BIOMEDICINA

**DESARROLLO DE UN SIMULADOR EDUCATIVO BIOMÉDICO
CON RETROALIMENTACIÓN GUIADA MEDIANTE SENSORES DE
PRESIÓN, DETECCIÓN ÓPTICA Y MONITOREO DE
VENTILACIÓN PARA EL ENTRENAMIENTO DE RCP**

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

AUTORES: Jaime Iván Sandoval Torres
Joel Alessandro Vera Saa
TUTOR: Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.

Guayaquil - Ecuador
2026

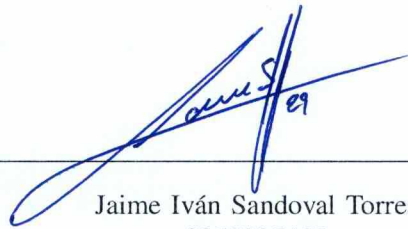
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Jaime Iván Sandoval Torres** con documento de identificación N° **0953205457** y **Joel Alessandro Vera Saa** con documento de identificación N° **0950259408**; 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, 2 de marzo del año 2026

Atentamente,



Jaime Iván Sandoval Torres
0953205457



Joel Alessandro Vera Saa
0950259408

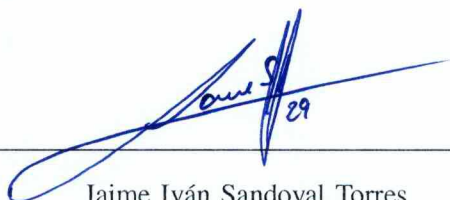
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Jaime Iván Sandoval Torres** con documento de identificación N° **0953205457** y **Joel Alessandro Vera Saa** con documento de identificación N° **0950259408**, 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: DESARROLLO DE UN SIMULADOR EDUCATIVO BIOMÉDICO CON RETROALIMENTACIÓN GUIADA MEDIANTE SENSORES DE PRESIÓN, DETECCIÓN ÓPTICA Y MONITOREO DE VENTILACIÓN PARA EL ENTRENAMIENTO DE RCP**, 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, 2 de marzo del año 2026

Atentamente,



Jaime Iván Sandoval Torres
0953205457



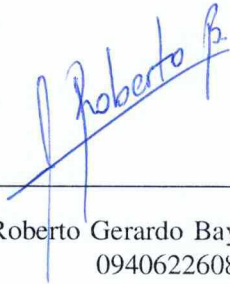
Joel Alessandro Vera Saa
0950259408

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: **DESARROLLO DE UN SIMULADOR EDUCATIVO BIOMÉDICO CON RETROALIMENTACIÓN GUIADA MEDIANTE SENSORES DE PRESIÓN, DETECCIÓN ÓPTICA Y MONITOREO DE VENTILACIÓN PARA EL ENTRENAMIENTO DE RCP**, realizado por **Jaime Iván Sandoval Torres** con documento de identificación N° **0953205457** y por **Joel Alessandro Vera Saa** con documento de identificación N° **0950259408**, 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, 2 de marzo del año 2026

Atentamente,



Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.
0940622608

DEDICATORIA

Este trabajo de titulación esta dedicado con todo mi amor y gratitud a mi madre Sonia quien es mi mayor exponente de fuerza de voluntad y perseverancia ella que me mostro lo que es el amor y el sacrificio no con palabras si no con acciones, cuyo amor constante e incondicional es mi mayor motor para poder seguir adelante en todo lo que me proponga también es mi mayor exponente de integridad y mi héroe que me dio todo lo que estaba a su alcance para poder cumplir mis metas, aunque sea a costa de su comodidad nunca dudo ya que su amor es mayor a todo. Le dedico este logro a mi madre que dio todo de ella para que pueda estar en este punto, este logro no solo es mío si no de los dos sin ella nunca hubiese podido llegar tan lejos gracias, mamá.

A mis tíos que cada uno de ellos me brindaron la fuerza y la convicción de seguir adelante, ellos que incluso en los momentos más difíciles me dieron fuerzas para seguir firme en mi camino, a mi tía Wendy que estuvo conmigo cada día apoyándome y facilitándome la carga que conlleva seguir una carrera universitaria mas que solo palabras ella fue un pilar que me ayudaba a soportar las adversidades. A mi abuela que esta en el cielo guiando por el buen camino a mi abuelo que me crio de la mejor manera que puso para que sea una persona juiciosa y siempre tomar las mejores decisiones.

A mis amigos, por su confianza su compañía que aportaba una gran alegría a esta etapa de mi vida con bromas, juegos y compañerismo. Cada uno de ustedes han dejado una huella en mi y cuando mire hacia atrás recordare los buenos momentos que pasamos juntos estos 4 años fueros llenos de nuevas experiencias donde los conocí e hice amistades que siempre recordare y atesorare.

Joel Alessandro Vera Saa

Dedico mi trabajo de titulación, a mis padres por su apoyo incondicional, por educarme con el valor del esfuerzo, humildad y perseverancia; por todo aquello que tuvieron que dejar de lado para que yo cumpliera mis objetivos.

De forma muy especial a mi abuela Margarita, que hoy en día me acompaña desde el cielo y aunque ya no este físicamente a mi lado, sus consejos, su amor y su recuerdo viven en cada uno de los pasos que doy. Y a mi querida abuela Rosita, que gracias a Dios puede acompañarme en este momento importante de mi vida, por sus oraciones y por la fe inquebrantable que siempre depositó en mí.

Esta meta es una promesa cumplida y un abrazo eterno para ustedes, con todo el amor que les tengo, este logro lleva sus nombres.

Jaime Iván Sandoval Torres

AGRADECIMIENTO

Especialmente quiero dirigir mis agradecimientos a mi madre la persona mas importante en mi vida quien me inculco valores, valores que me hacen ser la persona que soy quien me enseñó a perseverar ante las adversidades y nunca rendirme ni optar por el camino fácil, ella es mi mayor inspiración y el pilar de mi vida todo es gracias a ella quien soy y en puedo ser en el futuro.

Agradezco a mi familia especialmente a mis tíos y la tia por su apoyo constante su paciencia y amor incondicional que siempre me brindaron, por nunca permitirme rendirme en este camino brindándome sus consejos, motivación, compañía.

Agradezco además de manera especial al Ing. Roberto Bayas por su valiosa orientación durante el desarrollo del proyecto, por sus recomendaciones y por la confianza depositada en nosotros que nos permitió dar lo mejor y cumplir las expectativas previstas. Asi mismo extendiendo mis agradecimientos a mis amigos, quienes brindaron su apoyo y compañía lograron hacer esta experiencia más llevadera y significativa.

Joel Alessandro Vera Saa

Primero a Dios quien ha sido mi guía y fortaleza durante en los momentos difíciles y por permitirme culminar esta etapa tan importante de mi vida profesional.

A mis padres, a quienes respeto y admiro profundamente, gracias por su amor incondicional, por sus enseñanzas y por educarme con valores y principios que han formado mi carácter. A mis queridas abuelas, pilares fundamentales en mi vida, su sabiduría, cariño y consejos han sido una guía invaluable en mi vida. A mis hermanas, por quienes me esfuerzo todos los días para ser una mejor persona, agradezco su cariño y por motivarme a superarme constantemente.

Finalmente, a mis amistades, han formado parte importante de mi vida, gracias por todo el apoyo, compañía y palabras de aliento durante todo este camino.

Jaime Iván Sandoval Torres

RESUMEN

El presente trabajo de titulación aborda el desarrollo e implementación de un sistema de simulación electrónica orientado al aprendizaje del RCP mediante la incorporación de sensores y una aplicación móvil de entrenamiento. El proyecto nace ante la necesidad de contar con herramientas asequibles que permitan valorar de forma objetiva la ejecución de compresiones torácicas y ventilaciones, alineadas con los parámetros establecidos por organismos internacionales.

Para el desarrollo del sistema se incorporaron sensores de fuerza, movimiento y detección ambiental conectados a un microcontrolador con capacidad de comunicación inalámbrica. El diseño electrónico permitió la obtención de variables como frecuencia de compresiones, liberación torácica y ventilaciones, mientras que la aplicación móvil agilizó la visualización y supervisión en tiempo real del desempeño del usuario.

Los resultados alcanzados evidencian la correcta integración entre hardware y software, permitiendo registrar parámetros fundamentales durante la práctica. El sistema logró detectar variaciones en la técnica de ejecución y generar retroalimentación inmediata, contribuyendo a un entrenamiento más estructurado y supervisado.

En síntesis, el prototipo desarrollado constituye una herramienta tecnológica funcional para el aprendizaje de RCP, suministrando mediciones objetivas y fomentando la mejora progresiva de la técnica mediante supervisión digital.

Palabras claves: RCP, simulador electrónico, sensores biomédicos, entrenamiento, retroalimentación en tiempo real.

ABSTRACT

This thesis addresses the development and implementation of an electronic simulation system designed for CPR training through the incorporation of sensors and a mobile training application. The project arose from the need for affordable tools that allow for the objective assessment of chest compressions and ventilations, in line with the parameters established by international organizations.

To develop the system, force, motion, and environmental detection sensors were incorporated and connected to a microcontroller with wireless communication capabilities. The electronic design made it possible to obtain variables such as compression frequency, chest release, and ventilation, while the mobile application streamlined the real-time visualization and monitoring of user performance.

The results achieved demonstrate the successful integration of hardware and software, allowing fundamental parameters to be recorded during practice. The system was able to detect variations in technique and generate immediate feedback, contributing to more structured and supervised training.

In summary, the prototype developed is a functional technological tool for learning CPR, providing objective measurements and promoting progressive improvement of technique through digital monitoring.

Keywords: CPR, electronic simulator, biomedical sensors, training, real-time feedback.

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.	Reanimación Cardiopulmonar	5
V-A1.	Definición y principios básicos	5
V-A2.	Objetivos y fases de la RCP	5
V-A3.	Tipos de RCP	6
V-A4.	Importancia del tiempo de respuesta	6
V-B.	Anatomía y fisiología aplicada a la RCP	6
V-B1.	Anatomía del tórax humano (Esternón, costillas y cartílagos)	6
V-B2.	Punto anatómico de compresión	7
V-B3.	Presión intratorácica	7
V-B4.	Perfusión y retorno venoso	8
V-C.	Biomecánica de las compresiones torácicas y su relevancia educativa	8
V-C1.	Fuerza aplicada	9
V-C2.	Recoil torácico	9
V-C3.	Ritmo y continuidad	9
V-C4.	Rol del aprendizaje kinestésico	9
V-C5.	Necesidad de retroalimentación cuantitativa	10
V-D.	Importancia clínica y educativa del entrenamiento en RCP	10
V-D1.	Relevancia en la formación de profesionales de la salud	10
V-D2.	Evidencia científica sobre la eficacia del entrenamiento con simuladores	10
V-E.	Contribución al aprendizaje práctico de RCP	10
V-F.	Simuladores de RCP	11
V-F1.	Beneficios del aprendizaje mediante simulación	11
V-F2.	Limitaciones de los modelos convencionales	12
V-G.	Simuladores interactivos con sensores biomédicos	12
V-G1.	Incorporación de sensores en modelos de RCP	12
V-H.	Sistemas biomédicos interactivos para entrenamiento en RCP	12
V-H1.	Principios generales de medición biomédica	12
V-H2.	Sensores de presión en entrenamiento de RCP	13
V-H3.	Sensores ópticos y detección de desplazamiento	14
V-H4.	Integración hardware–software en simuladores biomédicos	14
V-I.	Simulación clínica aplicada al entrenamiento médico	14
V-I1.	Concepto de simulación médica	14
V-I2.	Historia de la simulación	14
V-J.	Beneficios pedagógicos de la simulación	16
V-J1.	Aprendizaje activo	16
V-J2.	Prácticas repetitivas sin riesgo	16
V-J3.	Transferencia al entorno clínico	16
V-J4.	Reducción de errores	16

V-J5.	Retroalimentación inmediata	17
V-K.	Reconocimiento clínico del paro respiratorio	17
V-K1.	Evaluación inicial del paciente	17
V-K2.	Detección de ausencia de ventilación espontánea	17
V-K3.	Identificación de signos clínicos compatibles con paro respiratorio	18
V-K4.	Importancia del tiempo en el diagnóstico	18
V-K5.	Protocolos estandarizados para la identificación de paro respiratorio	19
V-L.	Fundamentos biomédicos aplicados al simulador	19
V-M.	Diseño del simulador: justificación de sensores y componentes	19
V-M1.	Selección del sensor FSR	19
V-M2.	Sensor óptico FC-51 (detección de proximidad)	20
V-M3.	Microcontrolador ESP32	21
V-M4.	Integración electrónica	22
V-N.	Fundamento teórico y formulación matemática de los componentes utilizados	23
V-N1.	Sensores FSR (Force Sensing Resistor)	23
V-N2.	ESP32	23
V-N3.	Sensor MPU6050	24
V-N4.	Sensor piezoeléctrico	24
V-N5.	Celda de carga	25
VI.	Marco Metodológico	26
VI-A.	Fase de investigación	26
VI-B.	Fase de definición normativo aplicado al proyecto	27
VI-B1.	Normas y guías clínicas en el diseño	27
VI-C.	Fase de diseño electrónico.	30
VI-C1.	Selección de componentes.	30
VI-C2.	Descripción técnica de los componentes del sistema.	31
VI-C3.	Diseño del sistema	36
VI-D.	Fase de ensamblaje	37
VI-D1.	Interconexión y montaje del circuito electrónico	37
VI-E.	Desarrollo de la aplicación móvil para el entrenamiento guiado en RCP	40
VI-E1.	Arquitectura y planificación funcional de la aplicación SimRCP	41
VI-F.	Fase de validación	44
VII.	Resultados	48
VII-A.	Implementación y validación del sistema desarrollado	48
VII-A1.	Descripción general de los resultados obtenidos	48
VII-A2.	Resultados del diseño electrónico	48
VII-A3.	Resultados de la programación y funcionamiento de la interfaz de apoyo	50
VII-B.	resultados de la validación experimental	56
VII-B1.	Resultados de la evaluación de satisfacción	56
VIII.	Cronograma	64
IX.	Presupuesto	65
X.	Conclusiones	66
XI.	Recomendaciones	67
	Referencias	68
XII.	Anexos	72

ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Ubicación de las manos y técnica de compresiones torácicas durante la RCP [6].	5
2.	Visión anterior del tórax [12].	7
3.	Representación esquemática del esqueleto axial, Visión lateral [12].	8
4.	Técnica correcta para compresiones torácicas durante la RCP [20].	9
5.	Contribución al aprendizaje práctico de RCP [24].	11
6.	Ubicación correcta de las manos para maniobras de RCP [6].	13
7.	Sensores de presión en entrenamiento de RCP [29].	13
8.	Importancia del tiempo en el diagnóstico [39].	18
9.	Ejecución de maniobras iniciales ante paro cardiorrespiratorio [39].	19
10.	FSR402 [45].	20
11.	Sensor óptico FC-51 [45].	21
12.	ESP32 [50].	22
13.	Integración electrónica [52].	23
14.	Modelo anatómico de entrenamiento para RCP [61].	27
15.	Diagrama de flujo: conexión BLE y Fase 1 práctica guiada. Fuente: Autor Propio.	28
16.	Diagrama de flujo: Fase 2 práctica autónoma y generación de resultados. Fuente: Autor Propio.	29
17.	ESP32 [50].	31
18.	Sensor FSR402 [29].	32
19.	Dimensiones y estructura interna del sensor FSR402 [62].	32
20.	MPU-6050 [63].	33
21.	DHT11 [64].	34
22.	Sensor FC-51 [65].	36
23.	Diseño esquemático del sistema. Fuente: Autor Propio.	37
24.	Sensor MPU-6050 Integrado. Fuente: Autor Propio.	38
25.	Ubicación del sensor FSR402 en la región torácica del maniquí. Fuente: Autor Propio.	38
26.	Ubicación interna del sensor FC-51 para la detección del movimiento torácico. Fuente: Autor Propio.	39
27.	Ubicación e integración del sensor DHT11 en la cavidad bucal del simulador de RCP. Fuente: Autor Propio.	39
28.	Interfaz de apoyo. Fuente: Autor Propio.	40
29.	Diagrama de bloques del funcionamiento de la aplicación SimRCP. Fuente: Autor Propio.	40
30.	Arquitectura del software SimRCP. Fuente: Autor Propio.	41
31.	Contenido audiovisual usado en la aplicación. Fuente: Autor Propio.	43
32.	presentación teórica inicial. Fuente: Autor Propio.	44
33.	Demostración del sistema en funcionamiento. Fuente: Autor Propio.	44
34.	Pantalla de detalle de errores. Fuente: Autor Propio.	45
35.	Indicadores de errores en la fase de práctica autónoma. Fuente: Autor Propio.	45
36.	pantalla final de resultados. Fuente: Autor Propio.	46
37.	encuesta de satisfacción aplicado en la fase de validación del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	46
38.	Módulo electrónico de control basado en ESP32 integrado al simulador SimRCP. Fuente: Autor Propio.	48
39.	Sistema ensamblado interno. Fuente: Autor Propio.	48
40.	Diagrama esquemático del circuito desarrollado en Proteus. Fuente: Autor Propio.	49
41.	Distribución y ruteo de pistas del circuito electrónico. Fuente: Autor Propio.	49
42.	Visualización tridimensional de la PCB del sistema SimRCP generada en Proteus. Fuente: Autor Propio.	50
43.	Implementación física final del circuito electrónico del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	50
44.	Estructura del controlador BLE implementado en la aplicación SimRCP. Fuente: Autor Propio.	50
45.	Visualización de métricas de desempeño y validación de eventos. Fuente: Autor Propio.	51
46.	Secuencia inicial del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	51
47.	Interfaz de registro básico del usuario. Fuente: Autor Propio.	52
48.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	52

49.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	53
50.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	53
51.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	54
52.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	54
53.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	55
54.	Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	55
55.	Distribución porcentual sobre las respuestas del funcionamiento durante la práctica. Fuente: Autor Propio.	56
56.	Distribución porcentual de las respuestas sobre la retroalimentación del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	57
57.	Distribución porcentual sobre la comprensión de la información. Fuente: Autor Propio.	58
58.	Distribución porcentual de las respuestas sobre el cumplimiento del objetivo del simulador. Fuente: Autor Propio.	58
59.	Distribución porcentual sobre la efectividad de la retroalimentación. Fuente: Autor Propio.	59
60.	Distribución porcentual de las respuestas sobre efectividad. Fuente: Autor Propio.	60
61.	Distribución porcentual de las respuestas sobre una mejor comprensión de la técnica de RCP tras el uso del simulador. Fuente: Autor Propio.	60
62.	Distribución porcentual de las respuestas sobre el incremento de la seguridad para realizar RCP. Fuente: Autor Propio.	61
63.	Distribución porcentual de las respuestas sobre la disposición a reutilizar el sistema para entrenamiento en RCP. Fuente: Autor Propio.	62
64.	Distribución porcentual de las respuestas sobre aceptación del sistema para su implementación académica. Fuente: Autor Propio.	63
65.	Cronograma de actividades	64
66.	Implementación de la pantalla de ventilaciones del sistema SimRCP en Flutter. Fuente: Autor Propio.	72
67.	Código fuente de la pantalla de entrenamiento y transición. Fuente: Autor Propio.	72
68.	Configuración inicial de la aplicación SimRCP mediante el archivo (main.dart). Fuente: Autor Propio.	73
69.	Declaración de dependencias y entorno de desarrollo en pubspec.yaml del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	73
70.	Módulo electrónico de control basado en ESP32 integrado al simulador SimRCP. Fuente: Autor Propio.	74
71.	Sistema ensamblado interno. Fuente: Autor Propio.	74
72.	Implementación física final del circuito electrónico del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	74
73.	Práctica de compresiones torácicas utilizando el sistema SimRCP en entorno controlado. Fuente: Autor Propio.	75
74.	Evaluación práctica del sistema SimRCP con acompañamiento técnico. Fuente: Autor Propio.	75
75.	Implementación del sistema SimRCP en entorno de aula universitaria. Fuente: Autor Propio.	75

ÍNDICE DE TABLAS

I.	Parámetros evaluados durante el entrenamiento en RCP. Fuente: Autor Propio.	26
II.	Comparación técnica entre sensores utilizados. Fuente: Autor Propio.	30
III.	Parámetros operativos, ventajas y limitaciones de los sensores. Fuente: Autor Propio.	30
IV.	Comparación de microcontroladores utilizados en sistemas embebidos. Fuente: Autor Propio.	31
V.	Tipos de sensores de fuerza. Fuente: Autor Propio.	32
VI.	Especificaciones técnicas del sensor de fuerza FSR402. Fuente: Autor Propio.	33
VII.	Especificaciones técnicas del sensor inercial MPU6050. Fuente: Autor Propio.	34
VIII.	Especificaciones técnicas del sensor de temperatura y humedad DHT11. Fuente: Autor Propio.	35
IX.	Especificaciones técnicas del sensor infrarrojo FC-51. Fuente: Autor Propio.	36
X.	Instrumento de evaluación del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.	47
XI.	Presupuesto	65

I. INTRODUCCIÓN

La formación en reanimación cardiopulmonar constituye un componente fundamental dentro de los programas académicos relacionados con el área de la salud, debido a su impacto directo en la atención de emergencias y la preservación de la vida. No obstante, durante el proceso formativo se evidencian limitaciones asociadas a la evaluación objetiva del desempeño del estudiante, ya que en muchos casos la retroalimentación depende exclusivamente de la observación del instructor, lo que puede generar subjetividad y dificultar la detección precisa de errores técnicos.

Adicionalmente, los simuladores profesionales disponibles en el mercado suelen presentar altos costos de adquisición y mantenimiento, restringiendo su accesibilidad en determinados contextos académicos. Esta situación plantea la necesidad de desarrollar alternativas tecnológicas que permitan integrar medición cuantitativa de parámetros críticos, como la frecuencia y profundidad de las compresiones, junto con mecanismos de retroalimentación inmediata que fortalezcan el proceso de aprendizaje.

En este contexto, el presente trabajo propone un sistema orientado a optimizar la enseñanza mediante la incorporación de sensores electrónicos y comunicación inalámbrica, permitiendo evaluar de manera objetiva el desempeño técnico del usuario en la aplicación de técnicas de RCP. Su implementación busca alcanzar un modelo de enseñanza apoyado en tecnología, alineado con las tendencias actuales de simulación clínica y educación basada en competencias.

De esta manera, el proyecto responde a una necesidad académica concreta, ofreciendo una herramienta de enseñanza accesible, evaluable y adaptable a entornos formativos, fortaleciendo así la calidad del proceso educativo.

II. PROBLEMA

La reanimación cardiopulmonar (RCP) es un conjunto de maniobras de emergencia destinadas a mantener la circulación sanguínea y la oxigenación del cuerpo cuando una persona sufre un paro cardiorrespiratorio. Su apropiada aplicación inmediata puede aumentar las posibilidades de supervivencia del paciente, especialmente si se realiza correctamente durante los primeros minutos [1]. A pesar de su importancia, numerosos estudios evidencian un alto número de personas, incluidos profesionales y estudiantes del área de la salud que no poseen el entrenamiento práctico ni la retroalimentación adecuada para ejecutar las maniobras de RCP de forma eficaz [2].

En un estudio realizado a 5323 profesionales sanitarios mediante un cuestionario usando una escala Likert de autoevaluación, solo el 41 % obtuvo una calificación aprobatoria. El personal de enfermería presentó el mayor índice de aprobación del 50 % y la mayor asistencia reciente a capacitaciones en RCP del 56 %. Sin embargo, únicamente el 7 % expresó sentirse capaz de asumir un rol de liderazgo durante la reanimación [3] . Esto evidencia la necesidad de plantear soluciones interactivas guiadas y abiertas, que combinen tecnología electrónica con contenido formativo accesible y actualizable.

No obstante, los simuladores y equipos de entrenamiento existentes presentan altos costos de adquisición, limitada accesibilidad y poca personalización académica. Esto dificulta que los estudiantes y profesionales puedan acceder a herramientas de práctica continua y adaptadas a sus necesidades de aprendizaje. La ausencia de dispositivos de bajo costo y alta adaptabilidad limita la experiencia de aprendizaje y reduce la autonomía del estudiante.

Además, es fundamental relacionar los fundamentos teóricos con la práctica clínica en entornos controlados. Sin embargo, la limitada disponibilidad de simuladores biomédicos dificulta la realización de prácticas frecuentes y la obtención de retroalimentación objetiva durante la ejecución de maniobras como la RCP. Esta falta de interacción práctica genera un aprendizaje incompleto, predominantemente teórico, con escasas oportunidades para corregir errores en tiempo real, lo cual afecta directamente el desarrollo de habilidades clínicas esenciales.

III. JUSTIFICACIÓN

El presente proyecto propone el diseño y desarrollo de un sistema biomédico educativo de bajo costo que permita la práctica guiada de la técnica de RCP, integrando sensores para la medición de profundidad, ritmo y posición de las compresiones. La retroalimentación en tiempo real permite al estudiante corregir errores durante la práctica, fortaleciendo la precisión, la técnica y la toma de decisiones. Asimismo, el dispositivo integra conceptos de materias como anatomía, fisiología y Bioinstrumentación, contribuyendo a la formación de competencias profesionales al fomentar la comprensión del funcionamiento del cuerpo humano desde una perspectiva interdisciplinaria, donde la tecnología biomédica actúa como un puente entre teoría y la práctica.

Mediante un sistema interactivo con sensores y retroalimentación guiada, el simulador facilitará la práctica controlada de las maniobras de RCP, permitiendo que el estudiante reciba indicaciones en tiempo real sobre la profundidad, ritmo y posición de las compresiones. Esto contribuye a corregir errores de forma inmediata y a reforzar el aprendizaje significativo, al vincular el conocimiento teórico con la ejecución práctica.

Además, el carácter abierto y adaptable del diseño permite su implementación en laboratorios académicos y espacios de formación profesional sin requerir equipos comerciales de alto costo. De esta manera, el proyecto promueve la accesibilidad, la autonomía del estudiante y el desarrollo de competencias clínicas esenciales, fortaleciendo el proceso formativo dentro de la educación biomédica y sanitaria.

IV. OBJETIVOS

IV-A. Objetivo general

Desarrollar un simulador educativo biomédico con retroalimentación guiada que facilite el aprendizaje práctico de la reanimación cardiopulmonar (RCP).

IV-B. Objetivos específicos

- Diseñar el simulador integrando sensores de presión y ópticos para la medición de parámetros.
- Desarrollar una interfaz educativa que relacione las maniobras realizadas con los fundamentos fisiológicos y anatómicos del sistema cardiorrespiratorio.
- Validar la funcionalidad del simulador mediante prácticas controladas con estudiantes y/o profesionales de la salud.

V. MARCO TEÓRICO

V-A. Reanimación Cardiopulmonar

V-A1. *Definición y principios básicos:* El paro cardiopulmonar puede definirse como el cese repentino de la ventilación espontánea y eficaz de la perfusión sistémica (circulación). La reanimación cardiopulmonar (RCP) proporciona ventilación y circulación artificiales hasta que se pueda proporcionar soporte vital cardíaco avanzado y se restablezca la función cardiopulmonar espontánea [4].

La reanimación cardíaca en adultos sigue la misma secuencia, ya sea en la comunidad, en la clínica o en un entorno hospitalario sin monitorización. En primer lugar, se debe pedir ayuda activando el sistema de servicios médicos de emergencia de la comunidad o el equipo de código del hospital. En segundo lugar, se debe iniciar el RCP hasta que llegue la ayuda especializada. En tercer lugar, se debe evaluar el ritmo cardíaco y desfibrilar el corazón si está indicado. En cuarto lugar, se deben administrar medicamentos y proteger las vías respiratorias. Esta secuencia, conocida como la cadena de supervivencia (acceso rápido, RCP rápida, desfibrilación rápida y atención avanzada rápida), incrementa significativamente la probabilidad de una reanimación exitosa cuando sus eslabones se ejecutan de manera oportuna [5].

Los principios básicos de la RCP se centran en la identificación rápida del paro cardiorrespiratorio y en la aplicación inmediata de maniobras que optimizan la perfusión y la oxigenación de los órganos vitales, con el objetivo de mantener la circulación hasta la recuperación de la actividad cardíaca espontánea o la llegada del personal especializado.

Las compresiones torácicas deben realizarse sobre la línea media del esternón, utilizando el peso corporal del reanimador para garantizar una presión adecuada. Como se puede observar en la Figura 1, la correcta ubicación de las manos y la dirección de la fuerza aplicada son determinantes para lograr una compresión eficaz. Se recomienda una profundidad de compresión de 5 a 6 cm, a una frecuencia de 100 a 120 compresiones por minuto, permitiendo la expansión completa del tórax entre cada compresión [6].

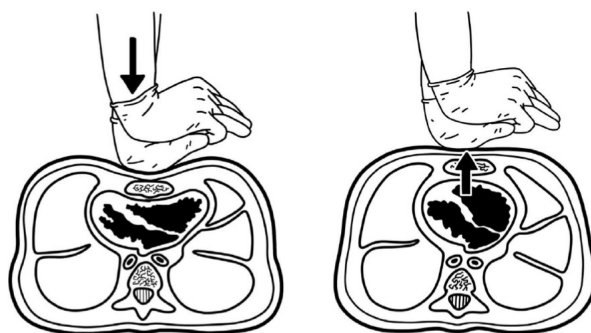


Figura 1: Ubicación de las manos y técnica de compresiones torácicas durante la RCP [6].

V-A2. *Objetivos y fases de la RCP:* La técnica se basa en aplicar compresiones torácicas para generar circulación y respiraciones artificiales para asegurar la entrada de oxígeno. Existen dos modalidades principales: la RCP tradicional, que combina compresiones y respiraciones, y la RCP solo con compresiones, recomendada por la American Heart Association (AHA) para personas sin formación. Una RCP de la calidad caracterizada por expansión torácica es esencial para aumentar la probabilidad de supervivencia, especialmente cuando se combina con una desfibrilación temprana [7].

V-A3. *Tipos de RCP:* El RCP se divide en dos categorías principales, determinadas por el nivel de intervención y los recursos utilizados: básica o soporte vital básico, BLS y avanzada o soporte vital avanzado, ALS.

El (BLS) abarca las acciones iniciales que pueden realizar tanto testigos del evento como personal no especializado o profesionales de la salud sin equipos avanzados. Estas intervenciones incluyen identificar un paro cardíaco, activar el sistema de emergencias, aplicar compresiones torácicas efectivas, proporcionar ventilación de rescate, ya sea boca a boca o mediante bolsa-válvula-mascarilla, y utilizar un desfibrilador externo automático (DEA) si está disponible. En este nivel, se destaca la urgencia de comenzar de inmediato las compresiones torácicas y realizar la desfibrilación lo antes posible, ya que ambas acciones incrementan significativamente las probabilidades de supervivencia [8].

La ALS es realizada exclusivamente por personal de salud entrenado y requiere herramientas clínicas especializadas. Incluye todas las maniobras de la RCP básica, pero incorpora procedimientos más complejos como el control avanzado de la vía aérea (por ejemplo, intubación o dispositivos supraglóticos), la obtención de acceso vascular por vía intravenosa o intraósea, la administración de medicamentos como adrenalina o amiodarona, la monitorización mediante electrocardiograma y la búsqueda y corrección de las causas reversibles del paro cardíaco conocidas como “H y T”. La selección de la intervención avanzada depende tanto del criterio clínico del profesional como del estado del paciente, ya que ciertos procedimientos como la intubación pueden generar pausas en las compresiones y conllevan riesgos adicionales [9].

V-A4. *Importancia del tiempo de respuesta:* Diversos estudios han demostrado que, aunque las guías del año 2000 indicaban que la desfibrilación debía aplicarse de inmediato al identificar una fibrilación ventricular (FV), sin importar cuánto tiempo hubiera pasado desde el colapso, la evidencia actual muestra algo diferente. Se ha observado que, cuando el tiempo de respuesta supera los 4 a 5 minutos, realizar entre 1,5 y 3 minutos de compresiones torácicas antes de la desfibrilación aumenta las probabilidades de supervivencia en pacientes adultos. En consecuencia, se recomienda que el reanimador continúe con las compresiones mientras el desfibrilador se carga, siempre que sea posible verificar el ritmo cardíaco previamente [10].

V-B. *Anatomía y fisiología aplicada a la RCP*

Para diseñar un simulador que permita entrenar la RCP de forma efectiva, es fundamental comprender la anatomía del tórax y los principios fisiológicos implicados en la circulación sanguínea y la ventilación. La RCP consta de dos componentes principales: compresiones torácicas y ventilación artificial. Las compresiones torácicas se realizan para bombear sangre manualmente a través del corazón, mientras que la respiración artificial proporciona oxígeno a los pulmones. Las compresiones torácicas son la piedra angular de la RCP. Estas compresiones generan circulación artificial al aumentar la presión intratorácica, lo que comprime el corazón e impulsa la sangre hacia adelante. Las compresiones efectivas mantienen la presión de perfusión coronaria, que es la diferencia entre la presión diastólica aórtica y la presión diastólica auricular derecha durante la fase de relajación de las compresiones. La presión de perfusión coronaria es crucial para el flujo sanguíneo miocárdico y es un factor determinante para el restablecimiento exitoso de la circulación espontánea [7].

La ventilación aporta oxígeno a los pulmones y contribuye a mantener niveles adecuados de oxigenación en la sangre. No obstante, cuando se utiliza ventilación con presión positiva, la presión intratorácica aumenta y puede disminuir la presión de perfusión coronaria, ya que dificulta el retorno venoso hacia el corazón. Por ello, es esencial lograr un equilibrio entre ventilar correctamente y evitar interrupciones prolongadas en las compresiones torácicas. Las guías actuales indican que, en adultos, la profundidad de las compresiones debe ser de 5 a 6 cm, con una frecuencia de 100 a 120 compresiones por minuto. Con estas condiciones se genera la presión intratorácica necesaria para favorecer una perfusión coronaria lo más cercana posible a la obtenida en una circulación efectiva [7].

V-B1. *Anatomía del tórax humano (Esternón, costillas y cartílagos):* El tórax está conformado por una estructura óseo-cartilaginosa llamada “caja torácica” o pared torácica, que su función es proteger a los órganos vitales como el corazón y los pulmones. Esta estructura como se aprecia en la Figura 2 incluye el hueso esternón al frente, doce

pares de costillas y sus cartílagos costales, y la columna torácica por detrás. El esternón se divide anatómicamente en tres partes: manubrio, cuerpo y apófisis xifoides. Estas se articulan con las primeras costillas mediante cartílagos costales, formando la parte anterior de la caja torácica. Las costillas (doce pares) se clasifican según su tipo de articulación con el esternón: las costillas verdaderas (1–7) se unen directamente, las falsas (8–10) indirectamente mediante cartílagos, y las costillas flotantes (11–12) no se conectan al esternón. Los cartílagos costales proporcionan flexibilidad a la caja torácica, permitiendo la expansión y contracción durante la respiración [11].

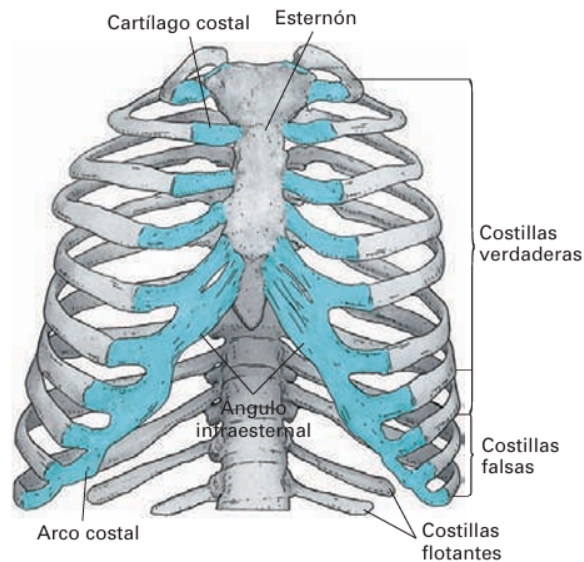


Figura 2: Visión anterior del tórax [12].

V-B2. Punto anatómico de compresión: El lugar anatómico preciso para realizar las compresiones torácicas es la parte inferior del esternón, específicamente sobre el tercio inferior del cuerpo esternal, evitando la presión sobre el apéndice xifoides debido al riesgo de lesiones viscerales. Estudios anatómicos indican que esta región se encuentra alineada con la proyección del ventrículo izquierdo, lo que permite maximizar la presión generada sobre el corazón y facilitar la perfusión durante la maniobra de RCP. La AHA y la European Resuscitation Council ERC señala que el talón de la mano sobre este punto central del tórax, con los brazos extendidos, ya que esta ubicación favorece un vector de fuerza perpendicular al plano esternal, optimizando la eficacia de cada compresión. La correcta localización del punto anatómico es clave para evitar lesiones costales y garantizar un desplazamiento uniforme del tórax durante las maniobras [7].

V-B3. Presión intratorácica: En la ejecución de la compresión torácica, la presión dentro del tórax aumenta de forma abrupta, actuando como un mecanismo que impulsa sangre hacia la circulación sistémica. Este fenómeno, conocido como “mecanismo torácico”, se produce porque la presión positiva generada comprime el corazón y los grandes vasos dentro de la cavidad torácica. Investigaciones sobre la mecánica del torax muestran que tanto la elasticidad del esternón como la configuración de las costillas influyen en la magnitud de presión generada durante la compresión, para una mejor interpretación anatómica en la Figura 14 tenemos una representación del esqueleto visto desde una posición lateral. De igual manera, al liberar la presión, el tórax recupera su forma original y crea presión negativa, favoreciendo el retorno venoso hacia el corazón. Esta secuencia de aumento y disminución de presión intratorácica es esencial para sostener un flujo sanguíneo artificial durante la RCP [13].

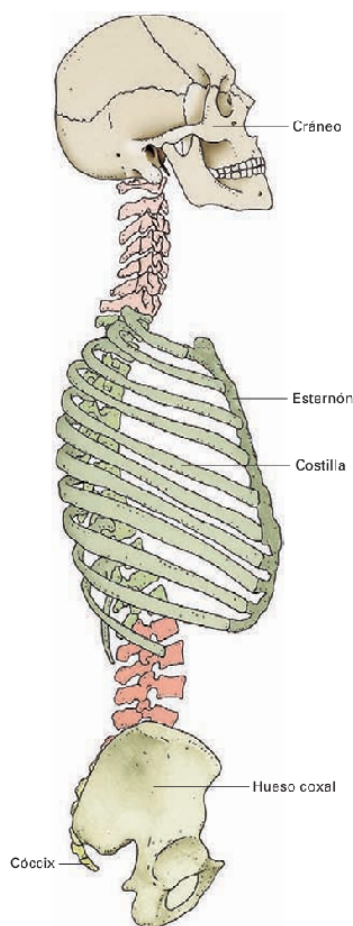


Figura 3: Representación esquemática del esqueleto axial, Visión lateral [12].

V-B4. Perfusión y retorno venoso: La perfusión durante la RCP depende de la capacidad de cada compresión torácica para generar suficiente presión y desplazar un volumen útil de sangre hacia los órganos vitales, especialmente el cerebro y el corazón. La efectividad del retorno venoso está directamente asociada al “recoil completo” del tórax, por que es en esta fase donde la presión intratorácica disminuye, permitiendo que la sangre vuelva a llenar las cavidades cardíacas. La evidencia en el campo de la resucitación subraya que, si el reanimador no permite un retorno adecuado o mantiene las manos recargando peso sobre el esternón, la perfusión coronaria disminuye drásticamente, reduciendo la probabilidad de éxito. Por tanto, perfusión y retorno venoso son procesos biomecánicos inseparables y dependen tanto de la técnica como de la velocidad y profundidad adecuadas de compresión [14].

V-C. Biomecánica de las compresiones torácicas y su relevancia educativa

La efectividad del RCP está fuertemente ligada a la correcta ejecución de la maniobra donde incluye la posición de manos, ángulo de brazos, ritmo y profundidad de compresión, “recoil”, y continuidad sin interrupciones innecesarias. Incluso profesionales capacitados han demostrado dificultades para sostener un RCP óptimo durante un periodo prolongado [15].

La repetición del procedimiento en un ambiente controlado ayuda al estudiante a interiorizar físicamente cada variable como la cantidad de fuerza necesaria, la postura adecuada, el ritmo de las compresiones y la forma de evitar la fatiga. Los sensores de presión y de proximidad pueden medir la profundidad real, la fuerza aplicada y

la frecuencia, ofreciendo datos cuantitativos al aprendiz. Esa retroalimentación permite ajustar la técnica hasta que se asemeje a lo óptimo, tal como dictan las guías de actuación.

Asimismo, el estudio de las diferencias anatómicas como las variaciones en la forma y el volumen del tórax sugiere que no existe un “tamaño único” de compresión correcta. Un simulador bien diseñado debe permitir acomodarse a esas variaciones [16].

V-C1. Fuerza aplicada: La fuerza ejercida durante las compresiones torácicas determina directamente la profundidad lograda y, en consecuencia, la presión intratorácica que se genera. Para alcanzar de 5 a 6 cm de hundimiento del tórax en un adulto, los estudios biomecánicos señalan que se necesitan entre 400 y 600 N de fuerza, según la rigidez torácica de cada persona. Esta variación depende de factores como la edad, la densidad ósea y las características anatómicas del esternón y las costillas. Investigaciones sobre modelos mecánicos del tórax evidencian que una fuerza insuficiente produce una perfusión inadecuada, mientras que una fuerza excesiva aumenta el riesgo de lesiones costales. Por ello, comprender la magnitud correcta y entrenar al reanimador para reproducirla de forma consistente es un objetivo fundamental en la educación biomédica [17].

V-C2. Recoil torácico: El *recoil* es el retorno del tórax a su posición original después de cada compresión. La importancia radica en que permite la generación de presión intratorácica negativa, condición esencial para el retorno venoso hacia el corazón. Cuando el profesional deja parte de su peso apoyado sobre el esternón, se limita la expansión torácica y se reduce el flujo de sangre hacia la cavidad torácica, disminuyendo el gasto cardíaco artificial generado por la RCP [18].

V-C3. Ritmo y continuidad: El ritmo de compresiones es uno de los determinantes más importantes de la eficacia hemodinámica durante la RCP. De acuerdo con la evidencia, mantener una frecuencia entre 100 y 120 compresiones por minuto aumenta la probabilidad de alcanzar una profundidad adecuada y sostener una circulación efectiva; la posición al ejecutar la técnica es muy importante como se muestra en la Figura 4. Cuando el ritmo se eleva por encima de ese rango, comienza a observarse una disminución progresiva en la profundidad de las compresiones, debido al desgaste muscular, al aumento del estrés fisiológico y a la reducción del tiempo disponible para el retorno torácico completo.

El estudio realizado en guardavidas profesionales demuestra que frecuencias superiores a 120 compresiones por minuto deterioran la calidad global de la técnica, afectando tanto la profundidad como la fracción de compresiones correctas. Esto sugiere que, incluso en personal entrenado y físicamente preparado, el cuerpo humano tiene un límite funcional que debe respetarse para mantener la efectividad del masaje cardíaco externo [19].

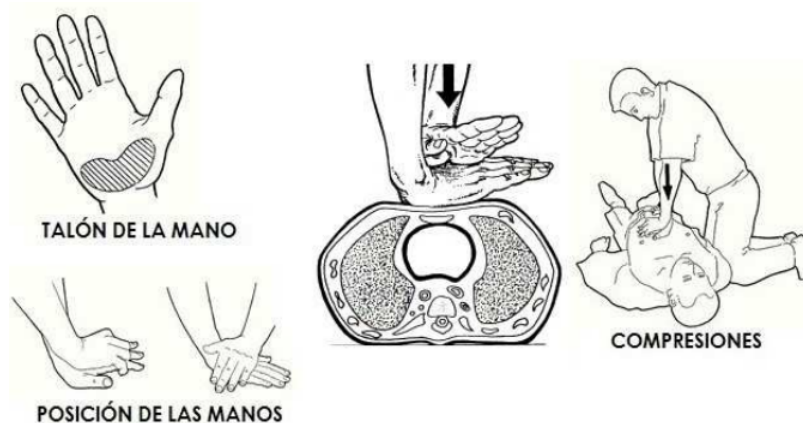


Figura 4: Técnica correcta para compresiones torácicas durante la RCP [20].

V-C4. Rol del aprendizaje kinestésico: La evidencia científica muestra que la técnica de RCP no solo depende de conocimientos teóricos, sino también de la memoria motora y la capacidad del estudiante para percibir fuerza,

ritmo y profundidad mediante sensaciones corporales. En el estudio citado, se observa que la fatiga y la percepción subjetiva del esfuerzo influyen directamente sobre la profundidad y la calidad de las compresiones, lo que demuestra que el desempeño está fuertemente mediado por la sensación física que experimenta el reanimador.

Este hallazgo respalda la necesidad de utilizar simuladores que permitan al estudiante sentir la resistencia del tórax, calibrar la fuerza aplicada y reconocer la retroalimentación que el cuerpo genera durante la maniobra. El entrenamiento kinestésico estructurado mejora la consistencia del rendimiento, incluso bajo condiciones de estrés o esfuerzo prolongado [19].

V-C5. Necesidad de retroalimentación cuantitativa: Diversos estudios demuestran que la retroalimentación en tiempo real mejora significativamente la calidad de la RCP al permitir al reanimador corregir errores mientras practica. Un análisis reciente publicado en BMC Emergency Medicine evidencia que los dispositivos con feedback audiovisual lograron que los profesionales mantuvieran profundidades más estables, mejor recoil y menos interrupciones, incluso bajo condiciones adversas o simulaciones nocturnas.

La presencia de sensores que midan profundidad, velocidad, fuerza y tiempos de pausa convierte al simulador en un entorno donde el estudiante deja de “adivinar” y empieza a tomar decisiones basadas en datos. Esto acelera la adquisición de habilidades, corrige malos hábitos y mejora la transferencia del entrenamiento al entorno clínico real [21].

V-D. Importancia clínica y educativa del entrenamiento en RCP

V-D1. Relevancia en la formación de profesionales de la salud: Este estudio busca identificar cuáles son las capacidades que los estudiantes necesitan que sus profesores dominen para favorecer su formación en el aula, considerando que dichas competencias influyen transversalmente en su preparación académica. Los resultados evidencian una relación directa entre la calidad de las habilidades pedagógicas y técnicas del docente y el nivel de desempeño alcanzado por los estudiantes durante las prácticas de RCP. Las limitaciones detectadas en la ejecución práctica y en la comprensión teórica por parte de los alumnos resaltan la necesidad de fortalecer la capacitación docente, de modo que se logre integrar de forma más adecuada el conocimiento conceptual con la práctica clínica [22].

V-D2. Evidencia científica sobre la eficacia del entrenamiento con simuladores: La enseñanza de la RCP en estudiantes de enfermería se ha desarrollado tradicionalmente mediante métodos presenciales, donde los instructores guían prácticas en maniqués, así como a través de cursos virtuales de autoaprendizaje enfocados en adquirir conocimientos y destrezas en RCP. En los últimos años, se han explorado alternativas apoyadas en tecnologías emergentes, como la Realidad Virtual Inmersiva (RVI), la cual se presenta como una herramienta de simulación innovadora con fines educativos. Esta tecnología permite ofrecer experiencias de aprendizaje más significativas, favoreciendo tanto la comprensión teórica como el fortalecimiento de habilidades prácticas [23].

V-E. Contribución al aprendizaje práctico de RCP

El aprendizaje práctico del RCP es un componente esencial en la formación de cualquier estudiante o profesional del área de la salud. A diferencia del aprendizaje teórico, que proporciona las bases conceptuales, la práctica permite que el estudiante experimente directamente las maniobras, comprenda la secuencia correcta de acciones y desarrolle la confianza necesaria para actuar en una situación real de emergencia. La RCP requiere precisión en aspectos como la profundidad de las compresiones, la frecuencia, la correcta posición de las manos y la coordinación entre compresiones y ventilaciones como se muestra en la Figura 4; todos estos elementos solo pueden perfeccionarse mediante una práctica constante y guiada.

Además, la práctica estructurada brinda la oportunidad de corregir errores en tiempo real, identificar malos hábitos técnicos y reforzar la memoria muscular que permitirá actuar de manera rápida y eficiente bajo presión. La simulación y el entrenamiento práctico también ayudan a disminuir el miedo o la inseguridad que suelen aparecer en escenarios críticos, permitiendo que los futuros profesionales desarrollen una respuesta más automática, segura y orientada al paciente.

Otro aporte importante del aprendizaje práctico es que fomenta el razonamiento clínico y la toma de decisiones. El estudiante no solo aplica técnicas aisladas, sino que aprende a evaluar el entorno, organizar prioridades y trabajar en equipo, elementos claves en un evento de paro cardiorrespiratorio. Esto se traduce en una mejora global de las competencias profesionales y en una preparación más cercana a la realidad hospitalaria o prehospitalaria. En conjunto, la práctica continua y guiada de RCP no solo incrementa el dominio técnico, sino que fortalece la capacidad del estudiante para actuar con eficacia, coordinación y seguridad en situaciones donde cada segundo es vital.



Figura 5: Contribución al aprendizaje práctico de RCP [24].

V-F. Simuladores de RCP

V-F1. Beneficios del aprendizaje mediante simulación: La formación en ciencias de la salud constituye la base del sistema sanitario, por que garantiza que los futuros profesionales adquieran las competencias necesarias para responder a los desafíos clínicos que surgen diariamente. El proceso de enseñanza y aprendizaje permite que los estudiantes se adapten a nuevas herramientas diagnósticas, terapéuticas y tecnológicas, y que desarrollen habilidades clínicas sin poner en riesgo a los pacientes, aplicando estrategias educativas que favorecen una capacitación segura y efectiva.

Desde los principios del Juramento Hipocrático, la educación médica se concibe como un compromiso continuo que abarca a todos los profesionales de la salud, y que debe estar guiado por los fundamentos bioéticos de beneficencia, no maleficencia, autonomía y justicia. Estas bases orientan la formación integral del estudiante para garantizar una práctica responsable y centrada en el paciente.

En este contexto, el aprendizaje mediante entornos controlados se vuelve esencial, pues permite practicar procedimientos clínicos sin generar daño. Aquí, el rol del docente es crucial al integrar motivación, acompañamiento y condiciones académicas adecuadas para fortalecer el proceso formativo. Entre las herramientas más efectivas actualmente se encuentran los simuladores clínicos, que facilitan la aplicación práctica del conocimiento, permiten evaluar desempeños y contribuyen al desarrollo de habilidades fundamentales antes de su aplicación en escenarios reales [25].

V-F2. Limitaciones de los modelos convencionales: A pesar de que los modelos tradicionales de entrenamiento en RCP se utilizan ampliamente para la formación de personal sanitario, diversos estudios han demostrado que presentan limitaciones importantes al momento de evaluar el desempeño real. En investigaciones realizadas con maniqués avanzados, se ha observado que incluso cuando se incorporan dispositivos adicionales destinados a mejorar la calidad de las compresiones como los sistemas mecánicos de compresión torácica los resultados no necesariamente muestran una ventaja sobre las maniobras manuales.

Un estudio experimental con equipos de ambulancia entrenados ocho meses antes en el uso del dispositivo mecánico LUCAS reveló que no hubo mejoras significativas ni en el tiempo para la primera desfibrilación ni en el tiempo sin flujo sanguíneo en comparación con la RCP manual. Además, un hallazgo crucial fue que la proporción de compresiones realizadas correctamente fue considerablemente menor con el sistema mecánico 58 %, frente a un rendimiento notablemente superior mediante compresiones manuales 88 %. Esto se atribuyó, en gran parte, a la dificultad para detectar errores de colocación del dispositivo, lo cual compromete la calidad de las compresiones.

Incluso más preocupante fue que solo poco más de la mitad de los equipos aplicó correctamente la correa de estabilización obligatoria del dispositivo, evidenciando que los modelos de entrenamiento basados únicamente en la repetición mecánica pueden no garantizar la adquisición adecuada de habilidades críticas. En consecuencia, los modelos convencionales ya sean completamente manuales o dependientes de dispositivos pueden mostrar limitaciones en la transferencia del aprendizaje a situaciones reales, especialmente cuando no permiten una retroalimentación inmediata, un reconocimiento claro de errores o un entorno controlado para la práctica segura [13].

V-G. Simuladores interactivos con sensores biomédicos

V-G1. Incorporación de sensores en modelos de RCP: En el ámbito académico actual, los simuladores médicos representan una herramienta fundamental para el proceso de enseñanza-aprendizaje, por que permiten practicar procedimientos que no podrían realizarse en pacientes reales por el riesgo que implican. Sin embargo, los modelos tradicionales de maniqués presentan limitaciones importantes, no ofrecen retroalimentación precisa, no permiten medir la calidad de las compresiones y dificultan una evaluación objetiva del desempeño del estudiante.

Por esta razón, el proyecto implementa un sistema electrónico integrado en un maniquí adulto de RCP Little Anne de la marca Laerdal, que permite simular escenarios clínicos y obtener parámetros críticos de la maniobra, como la posición de las manos, la profundidad y frecuencia de las compresiones y la detección de ventilaciones. Esto se logra mediante un sensor de fuerza y un sensor de distancia, cuyos datos se registran y analizan a través de una aplicación móvil para Android.

La comparación entre el maniquí convencional y el maniquí con el sistema electrónico, evaluada mediante encuestas al personal del DCME-ESPE, mostró una clara preferencia por la versión mejorada, debido a la retroalimentación objetiva y a la mayor claridad en la enseñanza. Esto evidencia que los maniqués tradicionales presentan limitaciones significativas para el entrenamiento de RCP, mientras que los sistemas electrónicos ofrecen una experiencia más completa, segura y formativa tanto para estudiantes como para docentes [26].

V-H. Sistemas biomédicos interactivos para entrenamiento en RCP

V-H1. Principios generales de medición biomédica: La instrumentación biomédica se encarga de convertir parámetros fisiológicos en señales medibles, empleando sensores o transductores que traducen una magnitud biológica (por ejemplo, presión, desplazamiento o flujo) en una señal eléctrica procesable. Un sensor biomédico ideal responde únicamente al fenómeno de interés y minimiza su interacción con el paciente, es decir, extrae la menor energía posible del sistema vivo y resulta lo menos invasivo para el organismo. Igualmente, las partes del sensor en contacto con el cuerpo deben ser biocompatibles para no causar reacciones adversas. Tras la captación, la señal suele someterse a acondicionamiento (amplificación, filtrado) y conversión analógica-digital para su análisis. Es imprescindible calibrar y validar el sistema de medida, asegurando que la precisión y exactitud sean adecuadas para

reflejar fielmente la magnitud fisiológica real. En el contexto de simuladores de RCP de fidelidad intermedia, estos principios garantizan que los sensores integrados en el pecho proporcionen datos confiables sobre las maniobras como por ejemplo la correcta posición de las manos en el centro del pecho como se muestra en la Figura 6, sirviendo de base para la retroalimentación objetiva al estudiante [27].



Figura 6: Ubicación correcta de las manos para maniobras de RCP [6].

V-H2. Sensores de presión en entrenamiento de RCP: En los simuladores de RCP, los sensores de presión (o fuerza) se utilizan para cuantificar la intensidad de las compresiones torácicas. Dispositivos como celdas de carga, sensores piezorresistivos o películas piezoeléctricas se colocan típicamente bajo el área del esternón del maniquí para medir la fuerza aplicada en cada compresión. Estos sensores permiten evaluar objetivamente si la profundidad y ritmo de la compresión cumplen con las guías clínicas, al traducir la presión ejercida en señales eléctricas proporcionales. Un beneficio de esta medición directa de fuerza es la mejora en la precisión del feedback: estudios han mostrado que los sensores de presión pueden estimar correctamente la profundidad de la compresión incluso en condiciones donde otros métodos fallan. Por ejemplo, un sensor de presión flexible colocado en el tórax de un maniquí registró con exactitud 4,4 cm de hundimiento en compresiones sobre un colchón como se muestra en la Figura 7, mientras que un acelerómetro subestimó ese mismo escenario, evidenciando la confiabilidad superior de la medición por presión en tales simulaciones [28]. Emplear sensores de este tipo en simuladores de fidelidad intermedia (como el sistema SimRCP) proporciona al aprendiz retroalimentación en tiempo real sobre si está aplicando la fuerza adecuada en las compresiones.



Figura 7: Sensores de presión en entrenamiento de RCP [29].

V-H3. Sensores ópticos y detección de desplazamiento: Otra estrategia para monitorear la calidad de las compresiones en RCP es medir el desplazamiento del tórax mediante sensores ópticos. Estos dispositivos detectan la distancia que se mueve el pecho del maniquí en cada compresión sin necesidad de contacto mecánico directo. Un ejemplo común en simuladores de RCP de costo intermedio es el uso de sensores infrarrojos de triangulación (como la serie Sharp IR), que emiten un haz infrarrojo y calculan la distancia al pecho en función del ángulo de la luz reflejada. En una implementación típica, el sensor IR se monta dentro del tórax del maniquí apuntando a la placa de compresión; al hundirse el pecho, varía la distancia entre el sensor y dicha placa, lo que permite estimar la profundidad de la compresión en tiempo real. Estos sensores ópticos ofrecen un rango de medida adecuado para las deformaciones esperadas (del orden de pocos centímetros) y, al ser de tamaño reducido, se integran fácilmente en la estructura interna del simulador [30]. La detección óptica del desplazamiento es valiosa en entornos educativos porque proporciona medidas de profundidad objetivas y repetibles, facilitando la retroalimentación sobre la técnica de RCP.

V-H4. Integración hardware–software en simuladores biomédicos: La eficacia de un simulador biomédico de RCP de fidelidad intermedia depende en gran medida de una adecuada integración hardware o software. Los sensores físicos (de presión, desplazamiento, flujo, etc.) constituyen el hardware de captura de datos, mientras que el software se encarga de procesar esas señales y generar la retroalimentación al usuario en tiempo real. En un diseño típico (como el del sistema SimRCP), se distinguen tres etapas interconectadas: como primer punto la medición y conversión de la señal fisiológica mediante los sensores y circuitos de adquisición, el siguiente paso la transmisión o envío de esos datos al módulo de cómputo (por cable o inalámbricamente, a través de microcontroladores integrados), y la simulación virtual y presentación de resultados al aprendiz a través de una interfaz (por ejemplo, mostrando en pantalla la profundidad de cada compresión y si las ventilaciones fueron adecuadas). Esta arquitectura garantiza que cada vez que el usuario realiza una maniobra (comprimir el tórax del maniquí), el sistema la registre instantáneamente, la evalúe según los parámetros programados (profundidad, ritmo, volumen, etc.) y provea indicaciones visuales o auditivas que permitan corregir errores al momento. En resumen, la integración sincrónica de los componentes de hardware con el software de simulación educativa es lo que permite que simuladores de RCP interactivos ofrezcan experiencias de entrenamiento realistas y efectivas [31].

V-I. Simulación clínica aplicada al entrenamiento médico

V-II. Concepto de simulación médica: La simulación médica es una metodología educativa que emplea maniqués, modelos anatómicos, escenarios controlados y plataformas computarizadas para recrear situaciones clínicas reales con el objetivo de entrenar habilidades técnicas, cognitivas y comunicacionales sin riesgo para el paciente. Este enfoque permite que los estudiantes practiquen procedimientos complejos, reciban retroalimentación inmediata y desarrollen competencias profesionales en un entorno seguro, repetible y pedagógicamente estructurado. Los simuladores clínicos se han convertido en un pilar del aprendizaje moderno debido a su capacidad para mejorar la adquisición de habilidades y reducir los errores durante la formación [32].

V-I2. Historia de la simulación: La historia de la simulación clínica inició con modelos anatómicos rudimentarios utilizados para enseñar obstetricia y procedimientos básicos hace varios siglos. Sin embargo, su desarrollo moderno comenzó en la década de 1960 con la creación del maniquí “Resusci Anne”, diseñado para entrenar la técnica de RCP. Décadas más tarde, el avance de la electrónica permitió la creación de simuladores programables capaces de reproducir funciones fisiológicas como latidos cardíacos, ventilación espontánea y respuesta a fármacos. En el siglo XXI, la simulación se consolidó como una herramienta esencial en la educación médica, impulsada por la necesidad de disminuir errores clínicos y mejorar la seguridad del paciente mediante el entrenamiento estandarizado [33].

Simuladores de baja, media y alta fidelidad La fidelidad en simulación clínica se refiere al grado de realismo con que un modelo simulado reproduce la realidad (por ejemplo, la apariencia o respuestas de un paciente humano) [34]. En este sentido, los simuladores de baja fidelidad son modelos estáticos, sencillos y no interactivos que permiten

practicar habilidades básicas de forma aislada. Su propósito principal es servir de herramienta para desarrollar destrezas psicomotoras y llevar a cabo procedimientos elementales por ello suelen consistir en dispositivos simples, como por ejemplo simuladores de cateterismo vesical o aparatos para la administración de fármacos por vía parenteral. También se utilizan para el aprendizaje de la anatomía y para ensayar cuidados básicos del paciente, como las técnicas de higiene y movilización, dado que representan estructuras corporales específicas sin llegar a simular funciones fisiológicas complejas. Además, al tratarse de las herramientas de simulación clínica de menor coste, es factible disponer de múltiples unidades en cada centro de formación, lo cual permite que un número mayor de estudiantes pueda practicar simultáneamente en diferentes estaciones de entrenamiento [34].

Simuladores de media fidelidad Comprenden modelos anatómicos parciales o maniqués de cuerpo completo que incorporan algunas funcionalidades electrónicas básicas, permitiendo observar respuestas fisiológicas simples aunque predefinidas (no modificables en tiempo real por el instructor, pues carecen de un software informático sofisticado). Estos simuladores ofrecen un grado de realismo mayor que los de baja fidelidad, introduciendo escenarios y variables más complejos; en ocasiones incluso requieren recrear entornos clínicos específicos para su adecuada utilización. Dentro de esta categoría se incluyen una amplia variedad de dispositivos de entrenamiento, desde simuladores de vía aérea y modelos pulmonares, hasta torsos de RCP con desfibrilador semiautomático, simuladores para la auscultación de sonidos cardíacos, respiratorios o abdominales, así como entrenadores para procedimientos como drenajes o sondajes, entre otros. En conjunto, los simuladores de media fidelidad brindan una experiencia más inmersiva que los de baja fidelidad, aunque sin alcanzar la interactividad y respuestas dinámicas de los de alta fidelidad [34].

Simuladores de alta fidelidad Son maniqués de tamaño real altamente interactivos, capaces de reproducir las funciones vitales humanas gracias a un software y hardware integrado. Estos dispositivos representan con el mayor detalle diversas condiciones clínicas y ofrecen el nivel más elevado de realismo en simulación, al punto de responder fisiológicamente a las intervenciones del usuario de forma muy similar a como lo haría un paciente real. Por ejemplo, un maniquí de alta fidelidad muestra cambios en parámetros hemodinámicos reales (como la temperatura, frecuencia cardíaca, tensión arterial, frecuencia respiratoria u oxigenación) en respuesta a las acciones realizadas por los participantes o a las órdenes del instructor, e incluso puede ofrecer respuestas verbales y emocionales preprogramadas.

Estas respuestas del simulador pueden ser modificadas en tiempo real a través de la consola informática de control, o bien desencadenarse automáticamente según las decisiones clínicas que tome el estudiante durante el escenario. Gracias a estas características, la simulación de alta fidelidad permite entrenar de manera individual o en equipo habilidades clínicas complejas y de difícil adquisición, incluyendo la atención de emergencias médicas críticas por ejemplo, el manejo de un shock hemorrágico, un infarto agudo de miocardio o una insuficiencia respiratoria bajo condiciones sumamente realista. No obstante, toda esta sofisticación conlleva que los simuladores de alta fidelidad tengan un costo muy elevado, lo cual supone una limitación importante para su implementación masiva en instituciones de enseñanza [34].

El uso de simulación en carreras de la salud En el ámbito específico de la reanimación, la simulación permite que el estudiante enfrente escenarios de paro cardiorrespiratorio en condiciones realistas, replicando no solo las maniobras técnicas (compresiones, ventilación, desfibrilación), sino también el contexto clínico en el que ocurren: trabajo en equipo, presión del entorno, toma de decisiones bajo estrés y coordinación interdisciplinaria. Diversos estudios han demostrado que el entrenamiento en RCP mediante simuladores mejora significativamente el desempeño clínico en comparación con métodos tradicionales. Esta mejora se observa tanto en la calidad técnica de las compresiones y ventilaciones, como en la adherencia a protocolos y tiempos de respuesta ante situaciones críticas.

Además, la simulación beneficia el aprendizaje de estudiantes al permitirles equivocarse sin consecuencias graves. En entornos reales, los errores pueden poner en riesgo la vida de un paciente; en cambio, en la simulación, los fallos se convierten en oportunidades de mejora, siempre acompañadas por procesos de retroalimentación guiada donde

se analiza lo ocurrido, se identifican puntos críticos y se refuerzan buenas prácticas. Este tipo de entrenamiento reflexivo no solo desarrolla habilidades técnicas, sino que fortalece la confianza del estudiante y reduce su nivel de ansiedad al momento de realizar procedimientos por primera vez en pacientes reales. Otro de los aportes relevantes de la simulación es la posibilidad de estandarizar la evaluación de competencias clínicas. Gracias a la repetibilidad de los escenarios, los instructores pueden aplicar instrumentos objetivos de medición del desempeño, evaluar tiempos, precisión, cumplimiento de protocolos y capacidad de respuesta ante eventos inesperados. Esto no solo mejora la calidad educativa, sino que garantiza que todos los estudiantes, sin importar su institución, puedan acceder a experiencias clínicas comparables, con estándares homogéneos de exigencia. Incluso organismos internacionales promueven el uso de simulación como paso previo al contacto con pacientes reales en áreas de alta complejidad o riesgo.

V-J. Beneficios pedagógicos de la simulación

V-J1. Aprendizaje activo: La simulación clínica promueve un aprendizaje activo al involucrar directamente al estudiante en tareas y toma de decisiones durante escenarios realistas. A diferencia de la enseñanza tradicional pasiva, el alumno se convierte en protagonista de su formación, aplicando conocimientos teóricos en situaciones prácticas que imitan casos clínicos reales. Esta participación experiencial mejora la retención del conocimiento y el desarrollo del pensamiento crítico, ya que el estudiante “aprende haciendo” en un entorno controlado. Por ejemplo, al usar un simulador de RCP como SimRCP, el futuro médico debe realizar por sí mismo compresiones torácicas, ventilaciones y manejo del paciente simulado, lo cual refuerza su compromiso y concentración en la tarea. Diversos estudios han señalado que la simulación clínica favorece notablemente el aprendizaje activo en los estudiantes, facilitando una participación más dinámica y efectiva en su proceso formativo [35].

V-J2. Prácticas repetitivas sin riesgo: Uno de los mayores beneficios pedagógicos de la simulación en medicina es la posibilidad de practicar procedimientos de forma repetitiva sin poner en peligro a pacientes reales. Los simuladores permiten que los estudiantes entrenen maniobras clínicas las veces que sean necesarias para alcanzar la competencia, algo inviable con pacientes debido a consideraciones éticas y de seguridad. En un entorno simulado, los alumnos pueden equivocarse y volver a intentarlo las veces que haga falta, corrigiendo sus técnicas y ganando destreza sin consecuencias adversas. Por ejemplo, con SimRCP, el estudiante puede ensayar repetidamente la secuencia de RCP hasta perfeccionar la profundidad y frecuencia de las compresiones, todo ello en un ambiente seguro. La evidencia respalda que la simulación ofrece un escenario para la práctica deliberada continua sin riesgo para el paciente, permitiendo repetir procedimientos hasta lograr dominio sin comprometer la seguridad de personas reales [36].

V-J3. Transferencia al entorno clínico: La experiencia adquirida en simulaciones clínicas se traduce en un mejor desempeño en la atención real de pacientes. La simulación funciona como un puente pedagógico entre la teoría y la práctica clínica: al enfrentar escenarios simulados complejos, el estudiante desarrolla habilidades y confianza que luego aplica en situaciones médicas verdaderas. Esto significa que lo aprendido con simuladores es transferible al entorno asistencial, mejorando la preparación para casos reales. Estudios han demostrado que quienes se entrenan con simulación responden con mayor rapidez y eficacia ante emergencias clínicas en el mundo real. Por ejemplo, un alumno que ha practicado múltiples escenarios de paro cardiorrespiratorio con SimRCP tiende a reconocer antes los signos de un colapso cardíaco verdadero y a ejecutar correctamente las maniobras de reanimación. En general, se ha constatado que las competencias desarrolladas mediante simulación efectivamente se transfieren al ámbito clínico, contribuyendo a un mejor rendimiento profesional e incluso a la disminución de complicaciones en los pacientes reales [37].

V-J4. Reducción de errores: La simulación clínica brinda un entorno donde los estudiantes pueden equivocarse sin provocar daño, lo que permite identificar y corregir errores antes de enfrentarse a pacientes reales. Al repetir escenarios y recibir orientación, el personal en formación aprende de sus fallos en el simulador y ajusta sus prácticas, disminuyendo así la probabilidad de cometer los mismos errores en la vida real. Este proceso mejora la seguridad del paciente, ya que los recién graduados llegarán al entorno clínico habiendo depurado técnicas y tomado

conciencia de errores comunes durante las prácticas simuladas. La literatura reporta que la capacitación basada en simulación conduce a una menor tasa de errores en la práctica médica real; por ejemplo, se ha observado que médicos entrenados con simuladores cometen significativamente menos errores en emergencias reales que aquellos formados exclusivamente por métodos tradicionales [36]. Al fomentar un espacio de aprendizaje donde es posible “aprender del error” sin consecuencias fatales, la simulación fortalece las habilidades clínicas y reduce eventos adversos en la atención sanitaria.

V-J5. Retroalimentación inmediata: Tras cada escenario simulado, los estudiantes reciben una retroalimentación inmediata sobre su desempeño, lo cual es fundamental para afianzar el aprendizaje. Instructores capacitados (o incluso el propio simulador, mediante indicadores y monitores) proporcionan de inmediato comentarios detallados sobre las decisiones tomadas, las técnicas empleadas y los resultados obtenidos durante la simulación. Este debriefing inmediato permite al alumno reconocer aciertos y errores al instante, aclarar dudas y corregir sus acciones cuando la experiencia aún está fresca. En el caso de simuladores como SimRCP, suelen incorporar sistemas que muestran en tiempo real si las compresiones cardíacas tienen la profundidad y ritmo adecuados, brindando al estudiante una corrección instantánea de su técnica. Esta inmediatez en la retroalimentación acelera el ciclo de mejora continua, optimizando la adquisición de destrezas y reforzando la confianza del aprendiz. No es sorprendente que publicaciones académicas destaquen que el uso de la simulación en educación médica facilita una retroalimentación educativa inmediata, verificando las competencias desarrolladas por los estudiantes y orientándolos en las áreas a mejorar [38].

V-K. Reconocimiento clínico del paro respiratorio

V-K1. Evaluación inicial del paciente: La evaluación inicial de un paciente sospechoso de paro respiratorio es un paso crítico que debe realizarse de forma sistemática y rápida. En un contexto de simulación médica orientada a RCP (SimRCP), el profesional en entrenamiento aprende a comprobar primero la seguridad del entorno y evaluar el nivel de conciencia del paciente. La ausencia de respuesta a estímulos verbales o táctiles sugiere un compromiso grave; si el paciente no responde, se asume inconsciencia y se procede de inmediato a verificar la respiración sin perder tiempo valioso [31]. Esto incluye abrir la vía aérea con la maniobra adecuada (por ejemplo, extensión de cabeza y elevación del mentón, salvo sospecha de trauma cervical) y acercar el oído y la mejilla del reanimador a la boca del paciente mientras se observa el tórax. Un entrenamiento simulado de alta fidelidad refuerza esta secuencia A-B-C (via Airway, Breathing, Circulation) y la necesidad de actuar con calma, pero con eficacia y prontitud, para reconocer el paro respiratorio desde los primeros segundos [31].

V-K2. Detección de ausencia de ventilación espontánea: La detección de la ausencia de ventilación espontánea requiere una observación minuciosa y técnica por parte del clínico. En la práctica, se emplea la maniobra de “mirar, oír y sentir” igual como se representa en la Figura 8, que consiste en mirar si hay movimientos respiratorios torácicos, escuchar sonidos de aire en la boca o nariz, y sentir en la mejilla el flujo de aire exhalado, todo ello en un lapso no mayor a 10 segundos. Durante la simulación de escenarios de paro respiratorio en SimRCP, se recalca que una respiración normal debe evaluarse rápidamente pero sin omitir detalles: el paciente en paro respiratorio no presenta movimientos toracoabdominales efectivos ni ruido aéreo, pudiendo a lo sumo exhibir boqueadas agónicas. Es importante no confundir esas boqueadas ocasionales o jadeos agónicos con respiración efectiva, ya que son signos de apnea refleja y no aportan oxigenación adecuada [39]. Si tras la apertura de la vía aérea no se detecta ventilación espontánea normal, el diagnóstico de paro respiratorio debe establecerse de inmediato para iniciar las intervenciones de soporte ventilatorio.

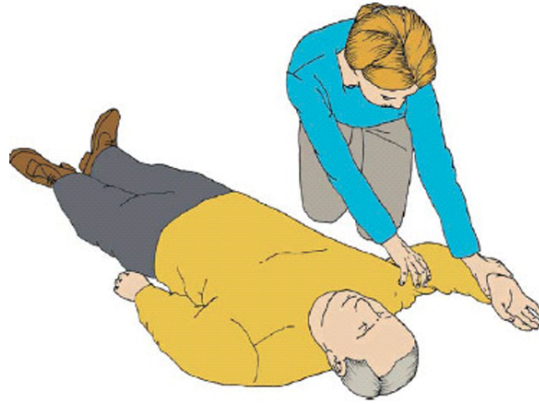


Figura 8: Importancia del tiempo en el diagnóstico [39].

V-K3. Identificación de signos clínicos compatibles con paro respiratorio: El paro respiratorio cursa con signos clínicos distintivos que deben ser reconocidos prontamente. En una situación simulada de RCP, el personal en entrenamiento observa que el paciente inconsciente en apnea no muestra movimiento torácico ni intercambio de aire audible. La cianosis (coloración azulada o grisácea de piel y mucosas) puede hacerse evidente debido a la hipoxia sostenida, indicando una oxigenación crítica inadecuada. Otros signos asociados incluyen la ausencia de respuesta pupilar y el tono muscular flácido, aunque inicialmente el paciente podría mantener pulso palpable por breve tiempo si es un paro respiratorio puro. La presencia de una “respiración agónica” (jadeos esporádicos e ineficaces) es un hallazgo frecuente en los primeros instantes y debe interpretarse como indicativo de paro respiratorio inminente o en curso, no como respiración normal. En suma, la combinación de inconsciencia, apnea o boqueadas agónicas y manifestaciones de hipoxia (como la cianosis) conforman el cuadro clínico clásico de un paro respiratorio, enseñado y reconocido en entornos de simulación clínica de emergencias [40].

V-K4. Importancia del tiempo en el diagnóstico: El factor tiempo es determinante en el pronóstico de un paciente en paro respiratorio, lo que se enfatiza tanto en la práctica clínica real como en la simulación de RCP. La rápida identificación del paro respiratorio permite iniciar antes las ventilaciones de rescate u otras medidas de soporte vital, evitando la progresión a un paro cardíaco completo. Diversas evidencias señalan que por cada minuto que transcurre sin oxigenación ni circulación efectiva, disminuyen drásticamente las probabilidades de éxito de la reanimación y aumenta el riesgo de daño neurológico irreversible. De hecho, el cerebro humano empieza a sufrir lesiones hipóxicas irreversibles después de apenas 4 a 6 minutos sin aporte de oxígeno, subrayando la estrecha ventana de tiempo disponible. Por ello, en los entrenamientos simulados de emergencias se inculca un sentido de urgencia: el reconocimiento clínico del paro respiratorio debe ocurrir en segundos y ser seguido inmediatamente por la activación del sistema de emergencias y el inicio de maniobras de soporte ventilatorio. La consigna es clara; cada segundo cuenta para mejorar la supervivencia y los desenlaces neurológicos del paciente [41].

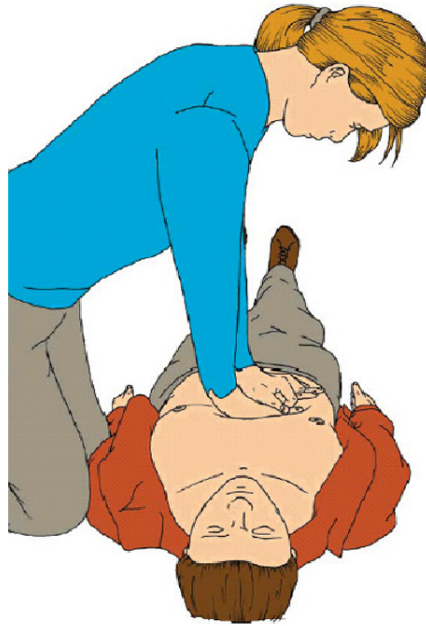


Figura 9: Ejecución de maniobras iniciales ante paro cardiorrespiratorio [39].

V-K5. Protocolos estandarizados para la identificación de paro respiratorio: Existen protocolos internacionales estandarizados que guían a los profesionales de la salud en la identificación rápida y certera del paro respiratorio. Las guías de resucitación, como las de la AHA y el Consejo Europeo de Resucitación (ERC), establecen algoritmos de Soporte Vital Básico en los cuales el reconocimiento de la ausencia de respiración normal es el primer paso para activar la respuesta de emergencia. Por ejemplo, ante un paciente que ha perdido el conocimiento, se indica confirmar de inmediato si hay falta de respiración o solo respiración agónica, y acto seguido alertar al sistema de emergencias y al equipo de reanimación disponible. Estos protocolos estandarizados frecuentemente practicados en simulación clínica SimRCP aseguran que todos los intervinientes sigan la misma secuencia: evaluar respuesta, abrir vía aérea, verificar ventilación en no más de 10 segundos y, en caso de paro respiratorio confirmado, iniciar ventilación de rescate con la frecuencia y técnica recomendadas Figura 9. La adhesión estricta a estos algoritmos, reforzada mediante entrenamiento simulado, mejora la eficacia en el diagnóstico y manejo inicial del paro respiratorio, minimizando errores y retrasos en situaciones de vida o muerte [42].

V-L. Fundamentos biomédicos aplicados al simulador

El desarrollo de un simulador educativo para RCP implica entender a profundidad los aspectos biológicos y biomecánicos que regulan el funcionamiento del sistema cardiorrespiratorio. Estos fundamentos permiten definir parámetros críticos como la ubicación correcta de la maniobra, la profundidad óptima de las compresiones, la frecuencia adecuada y las características de una ventilación efectiva. Integrar estos conocimientos biomédicos en el simulador permite que la práctica se asemeje fielmente a una situación real de emergencia, facilitando que el usuario adquiera habilidades precisas, seguras y consistentes.

V-M. Diseño del simulador: justificación de sensores y componentes

V-M1. Selección del sensor FSR: Para la detección de la fuerza aplicada durante las compresiones torácicas en el simulador de RCP, se seleccionó el sensor de presión resistivo tipo FSR concretamente un modelo derivado de la serie FSR 400 de Interlink Electronics por varias razones técnicas que se detallan a continuación:

Los sensores FSR (Force-Sensing Resistors) funcionan bajo el principio de una variación de resistencia eléctrica ante la aplicación de una fuerza o presión sobre su superficie. Cuando se ejerce presión, la resistencia del sensor disminuye proporcionalmente lo que permite cuantificar la fuerza aplicada [43].

Ventajas técnicas del FSR 400 Series

- **Baja fuerza de activación:** La serie permite detectar fuerzas desde tan poco como $\sim 0,1$ N, lo que la hace sensible incluso a contactos ligeros ideal para detectar el contacto de las manos sobre el tórax del maniquí [44].
- **Rango de medida adecuado:** El sensor mide en un rango amplio típicamente de 0,1 N hasta $\sim 10\text{--}20$ N (dependiendo del modelo) suficiente para capturar la variabilidad de presiones que podrían aplicarse durante compresiones torácicas, considerando profundidad, presión de manos y distribuciones de fuerza [44].
- **Perfil delgado y fácil integración:** El sensor es ultrafino (grosor de $\sim 0,35$ mm) y flexible, lo que permite incorporarlo al “tórax” del maniquí sin alterar significativamente su superficie o volumen lo cual es vital para mantener realismo en la práctica [44].
- **Repetibilidad y durabilidad:** Los datasheets reportan que el FSR 400 puede soportar hasta 10 millones de actuaciones, lo que garantiza la durabilidad del simulador incluso con uso intensivo [44].

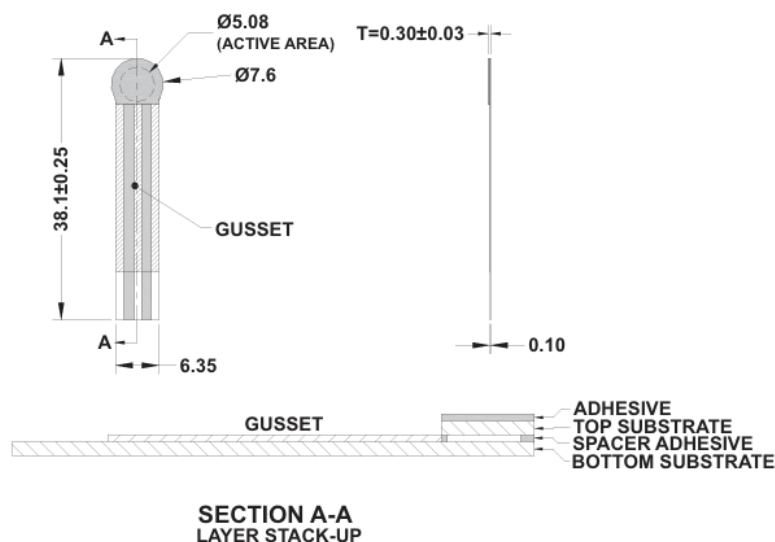


Figura 10: FSR402 [45].

V-M2. Sensor óptico FC-51 (detección de proximidad): El sensor óptico infrarrojo FC-51 (OKY3127) se incorpora en el diseño del simulador de RCP como un componente fundamental para la detección confiable del movimiento torácico durante las compresiones. Su función principal es identificar el desplazamiento vertical del pecho del maniquí y generar una señal digital que permite confirmar, de forma inmediata, si ocurrió una compresión válida. A diferencia de los sensores FSR, que cuantifican la fuerza aplicada, el FC-51 proporciona una lectura binaria del movimiento, aumentando la precisión del sistema al combinar presión y desplazamiento físico real. Esta redundancia mejora la interpretación biomecánica del evento y reduce la probabilidad de falsos positivos en el registro de compresiones.

El funcionamiento del FC-51 se basa en un par óptico infrarrojo compuesto por un LED emisor y un fototransistor receptor. El módulo opera con una alimentación entre 3.0 y 5.0 V, rango totalmente compatible con el microcontrolador ESP32 usado en el proyecto. El emisor proyecta un haz de luz infrarroja hacia el mecanismo móvil del tórax; cuando este se desplaza, la luz reflejada cambia su intensidad, provocando que el comparador interno (generalmente un LM393) conmute el estado de la salida digital. Esta salida HIGH/LOW es limpia y estable, lo que facilita su lectura sin necesidad de procesamiento analógico ni filtrado adicional.

El rango de detección del sensor es ajustable entre aproximadamente 2 y 30 cm, lo cual se regula mediante el potenciómetro integrado en el módulo. Esto permite calibrarlo según las características del diseño interno del maniquí, asegurando que el sensor active su señal únicamente cuando el tórax se hunda dentro del rango de compresión esperado. El consumo eléctrico del módulo, de alrededor de 23 mA a 3.3 V y hasta 43 mA a 5 V, se mantiene dentro de valores adecuados para su uso continuo durante una sesión de entrenamiento, sin comprometer la estabilidad energética del sistema.

Una ventaja notable del FC-51 en este proyecto es su salida digital directa, que elimina la necesidad de convertir señales analógicas y simplifica la comunicación con el ESP32. Además, el ángulo de detección aproximado de 35° permite enfocar la lectura únicamente sobre la superficie móvil del tórax, descartando interferencias laterales y mejorando la precisión de detección del movimiento vertical. Esta característica es especialmente útil en el SimRCP, considerando que prototipos anteriores presentaron fallos cuando el sensor se encontraba demasiado cerca del actuador o cuando el movimiento no se detectaba de forma consistente [46].

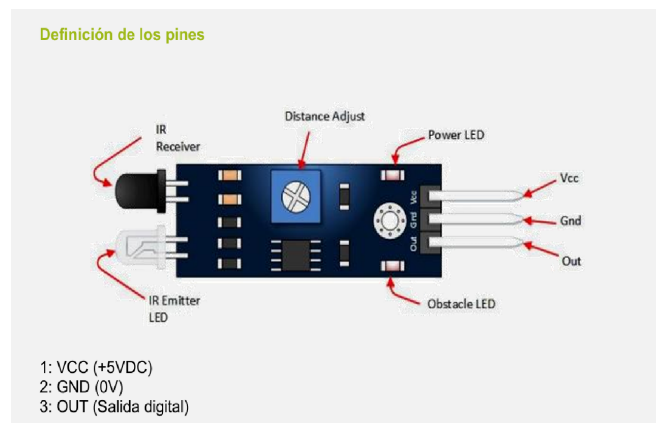


Figura 11: Sensor óptico FC-51 [45].

V-M3. Microcontrolador ESP32: Para controlar el simulador de RCP y coordinar la lectura de sensores (FSR, óptico, ventilación, etc.), la elección del ESP32 se justifica por su versatilidad, potencia, flexibilidad de entradas/salidas, conectividad inalámbrica y bajo consumo características ideales para un prototipo biomédico que combina sensores, procesamiento de señales y comunicación con una app.

El ESP32 es un sistema en chip (SoC) basado en tecnología de 40 nm desarrollado por Espressif Systems. Incorpora un microprocesador de 32-bit tipo Xtensa LX6, típicamente de doble núcleo, con velocidad de reloj de hasta 240 MHz. Esto proporciona un rendimiento suficiente para manejar múltiples tareas en tiempo real, lectura de sensores, filtrado, detección de eventos, gestión de BLE/WiFi, cálculo de algoritmos de retroalimentación, sin comprometer la estabilidad del sistema [47].

Una de las mayores ventajas del ESP32 es su conectividad inalámbrica integrada: incluye radio Wi-Fi 2.4 GHz compatible con estándares 802.11 b/g/n, así como compatibilidad con Bluetooth (clásico y BLE). Esto lo hace especialmente valioso para tu proyecto, dado que la versión estable del firmware actualmente implementa conexión

BLE para la app del SimRCP: así, el ESP32 puede enviar en tiempo real los datos de compresiones y ventilaciones al dispositivo móvil que gestiona la retroalimentación guiada. El chip ofrece un amplio conjunto de pines digitales y periféricos: múltiples GPIOs programables, ADC, DAC, interfaces UART, SPI, I²C, PWM, I²S, SDIO, contadores de pulso, sensores táctiles capacitivos, sensor Hall interno, entre otros. Esto permite conectar los diversos sensores del simulador (FSR, óptico, sensor de ventilación, posibles sensores futuros) y manejar entradas y salidas adicionales (LEDs de estado, alarms, displays, etc.) sin saturar los recursos [47].

En términos de consumo y eficiencia energética, el SoC está diseñado para escenarios de bajo consumo, con múltiples dominios de potencia internos y la posibilidad de gestionar estados de sueño (deep sleep, light sleep, modem sleep), lo que permite optimizar el consumo si se requiere que el simulador sea portátil o funcione bajo batería [48].

Además, la robustez del ESP32 se refleja en su rango de temperatura de operación amplio (usualmente de -40 °C a $+85$ °C o más, según módulo), lo que lo hace confiable para distintos entornos de uso, aunque en tu caso se usará en un ambiente cerrado/controlado [49].

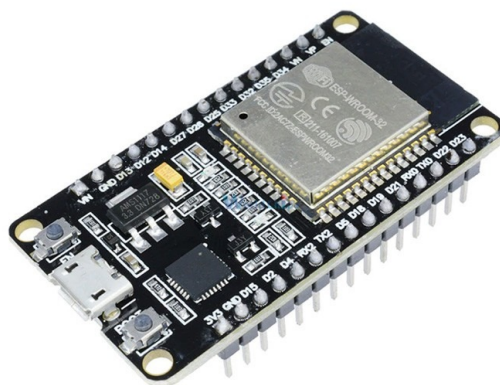


Figura 12: ESP32 [50].

V-M4. Integración electrónica: La integración electrónica del simulador de RCP se estructura alrededor del microcontrolador ESP32, que actúa como unidad central de procesamiento encargada de adquirir las señales de los diferentes sensores, ejecutar la lógica de detección de eventos y transmitir la información a la aplicación móvil mediante Bluetooth Low Energy (BLE). Sobre esta plataforma se conectan los sensores de fuerza FSR ubicados en la zona de apoyo de las manos, el sensor óptico infrarrojo FC-51 para detección de movimiento torácico y el sensor DHT11 para el registro de ventilaciones simuladas, conformando un sistema embebido capaz de medir, procesar y comunicar en tiempo real los parámetros relevantes para la calidad de la RCP [47].

Para la adquisición de las compresiones torácicas, se emplea un sensor de fuerza FSR 400, montado bajo la superficie de apoyo del tórax del maniquí. El FSR se conecta en configuración de divisor de tensión con una resistencia fija, generando una señal analógica proporcional a la fuerza aplicada. A medida que aumenta la compresión, la resistencia del FSR disminuye y el voltaje en el nodo de salida se incrementa dentro del rango admisible por el convertidor analógico–digital del ESP32. Estas señales se dirigen a entradas ADC de alta resolución del microcontrolador, lo que permite cuantificar la fuerza de cada compresión y, mediante procesamiento de software, estimar la profundidad equivalente. Esta integración analógica es adecuada porque los FSR 400 están diseñados precisamente para aplicaciones de sensado de presión en sistemas médicos y de interacción hombre–máquina, y presentan buena robustez mecánica para ser embebidos en un simulador de entrenamiento [44].

En paralelo a la medición de fuerza, el sensor óptico FC-51 se conecta a una entrada digital del ESP32 y cumple la función de confirmar el movimiento mecánico del tórax. El módulo opera con alimentación de 3,3–5 V y entrega una salida digital limpia gracias al comparador integrado; de este modo, cada vez que el mecanismo móvil entra dentro del rango de detección del haz infrarrojo, la salida conmuta de HIGH a LOW (o viceversa, según la configuración), generando un pulso que el firmware interpreta como evento de compresión válida. Esta combinación de un canal analógico (FSR) y un canal digital (FC-51) permite al sistema discriminar entre presiones accidentales y compresiones reales, aumentando la fiabilidad del registro de maniobras y reduciendo errores en la retroalimentación al usuario [51].

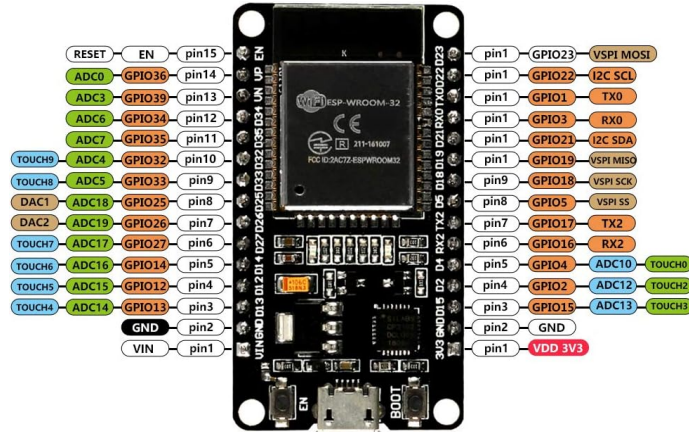


Figura 13: Integración electrónica [52].

V-N. Fundamento teórico y formulación matemática de los componentes utilizados

V-N1. *Sensores FSR (Force Sensing Resistor)*: Estos sensores son dispositivos piezorresistivos cuya resistencia eléctrica disminuye al aumentar la fuerza o presión aplicada sobre su superficie[53]. Es decir, a mayor presión, menor resistencia interna, lo que permite detectar variaciones de fuerza de forma cualitativa. Una forma sencilla de leer este cambio resistivo es formar un divisor de tensión conectando el FSR en serie con una resistencia fija; así se obtiene en el nodo común un voltaje variable proporcional a la fuerza aplicada [54].

En la configuración de divisor de tensión, la tensión de salida viene dada por:

$$V_{\text{out}} = V_{\text{cc}} \cdot \frac{R_{\text{ref}}}{R_{\text{FSR}} + R_{\text{ref}}}$$

donde:

- V_{cc} : tensión de alimentación del divisor.
- R_{ref} : resistencia fija de referencia (o *pull-down*), conectada a tierra.
- R_{FSR} : resistencia del sensor FSR (varía con la fuerza aplicada).
- V_{out} : tensión de salida medida en el nodo común del divisor.

En esta expresión, al aumentar la fuerza la resistencia R_{FSR} disminuye, por lo que V_{out} aumenta. Así, el voltaje medido en V_{out} es inversamente proporcional a R_{FSR} y directamente proporcional a la fuerza aplicada [53].

V-N2. *ESP32*: El ESP32 incorpora un ADC de aproximación sucesiva de 12 bits de resolución. Esto significa que convierte una señal analógica en un valor digital de 12 bits, con un rango de cuentas de 0 a 4095. El ADC interno soporta múltiples canales analógicos hasta 18 entradas en el ESP32 y usa una referencia interna de voltaje junto con atenuadores programables para ampliar el rango medible [55]. La conversión es lineal: el código digital D es proporcional al voltaje de entrada V_{in} , siguiendo la relación:

$$D = \frac{V_{in}}{V_{ref}} (2^{12} - 1)$$

Donde:

- D : valor digital entregado por el ADC (rango: 0 a 4095).
- V_{in} : voltaje de entrada leído por el ADC.
- V_{ref} : voltaje de referencia del ADC (usualmente $3.3 \cdot V$).

donde $2^{12} - 1 = 4095$ representa el máximo conteo con 12 bits. Despejando, el voltaje equivalente de entrada será $V_{in} = \frac{D}{4095} V_{ref}$. En la práctica, si $V_{ref} = 3,3V$, un valor digital $D = 4095$ corresponde a $V_{in} \approx 3,3 V$, y $D = 0$ corresponde a $0 V$. La resolución mínima (paso de cuantificación) es $\Delta V = \frac{V_{ref}}{2^{12}} \approx 0,8 mV$ por cuenta. Es importante notar que factores como la calibración interna, la no-linealidad inherente y el ruido pueden afectar levemente la lectura real del ADC, por lo que el ESP32 incluye funciones de calibración para mejorar la exactitud de las mediciones [55].

V-N3. Sensor MPU6050: Este es un sensor inercial de 6 ejes que integra, entre otros, un acelerómetro triaxial MEMS. El acelerómetro interno funciona mediante un micro-masa suspendida por resortes microscópicos: cuando el dispositivo experimenta aceleración lineal en alguna dirección, la masa se desvía ligeramente y este desplazamiento se traduce en un cambio de capacitancia o tensión piezorresistiva que el circuito mide y digitaliza. El MPU6050 puede configurarse en distintos rangos de medida para la aceleración ($\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$). Para cada rango, el sensor proporciona datos digitales de 16 bits cuyo valor bruto es proporcional a la aceleración. Por ejemplo: con el rango configurado a $\pm 2g$, la sensibilidad típica es de 16384 LSB/g [56]. Esto significa que una aceleración de $1g (9.81 m/s^2)$ produce una lectura digital de aproximadamente 16384 cuentas. De manera general, la aceleración en unidades de gravedad se calcula como:

$$a_{(g)} = \frac{N_{raw}}{\text{sensitivity (LSB/g)}} \quad (1)$$

Donde:

- $a_{(g)}$: aceleración medida en unidades de g (gravedad terrestre).
- N_{raw} : valor digital crudo entregado por el acelerómetro.
- sensitivity: sensibilidad del sensor, expresada en LSB/g (depende de la escala seleccionada, por ejemplo $\pm 2g$, $\pm 4g$).

donde N_{raw} es el valor entero entregado por el sensor y sensitivity es el número de cuentas por g según el rango seleccionado (por ejemplo, 16384 para $\pm 2g$, 8192 para $\pm 4g$, etc.). Por tanto, si el MPU6050 entrega $N = 16384$ en un eje con rango $\pm 2g$, eso equivale a $1g$. Para obtener la aceleración en unidades del SI (m/s^2), se multiplica $a_{(g)}$ por $9,81 m/s^2$. Además del acelerómetro, el MPU6050 incluye un giróscopo triaxial; ambos sensores se leen a través de una interfaz digital (I²C), entregando los datos calibrados en registros. La linealidad y baja deriva de este acelerómetro MEMS, junto con su convertidor ADC interno de 16 bits, permiten medir tanto movimientos rápidos como inclinaciones lentas con buena precisión.

V-N4. Sensor piezoeléctrico: Un sensor piezoeléctrico aprovecha el efecto piezoeléctrico directo para convertir una fuerza, presión o deformación mecánica en una señal eléctrica. Está construido con materiales cristalinos (como cuarzo, cerámica PZT u otros) que al ser sometidos a un esfuerzo mecánico generan una separación de cargas eléctricas en su interior. Este fenómeno se cuantifica mediante la ecuación $Q = d \cdot F$, donde Q es la carga eléctrica producida, F la fuerza aplicada y d es la constante piezoeléctrica del material (típicamente especificada en C/N). Los electrodos del sensor recogen esta carga, y dado que el cristal se comporta como un pequeño capacitor de capacitancia C , aparece una tensión de salida V proporcional: $V = \frac{Q}{C} = \frac{d \cdot F}{C}$. En consecuencia, un impulso de fuerza genera un pulso de voltaje, cuya amplitud es proporcional al cambio de presión o fuerza aplicada. Una característica importante es que los sensores piezoeléctricos no pueden medir fuerzas estáticas constantes: si se aplica una fuerza constante, el sensor genera una carga fija y el voltaje resultante decae conforme dicha carga se fuga a través de la impedancia interna y del circuito externo. Por ello, estos transductores se emplean principalmente

para medir cambios dinámicos de presión o vibraciones, donde la frecuencia del evento es suficientemente alta para que la señal no decaiga durante la medición [57]. En aplicaciones prácticas, la salida de un sensor piezoeléctrico suele acondicionarse con circuitos de alta impedancia de entrada o con amplificadores de carga, para convertir la pequeña carga generada en un voltaje utilizable y mantener la respuesta en el tiempo. Debido a su alta sensibilidad y ancho de banda, los sensores piezoeléctricos se utilizan en mediciones de vibraciones, acústica, detonación en motores.

V-N5. Celda de carga: Una celda de carga es un transductor de fuerza basado en galgas extensométricas conectadas en un puente de Wheatstone. Las galgas extensométricas son resistencias cuya resistencia eléctrica varía ligeramente cuando se estiran o comprimen, según el efecto piezorresistivo de su material. Al deformarse el elemento elástico de la celda bajo una carga, las galgas pegadas a dicho elemento sufren micro-deformaciones: algunas se alargan y otras se acortan. En una configuración típica de puente completo, se utilizan cuatro galgas: dos ubicadas en zonas de tensión (se estiran) y dos en zonas de compresión, formando los cuatro brazos del puente de Wheatstone. En reposo, el puente está balanceado y la salida es prácticamente cero. Al aplicar una fuerza, las variaciones ΔR en las galgas desbalancean el puente y generan una pequeña tensión de salida proporcional a la carga. Esta tensión diferencial suele estar en el orden de milivoltios por voltio de excitación (mV/V). Por ejemplo, una celda con sensibilidad de 2 mV/V entregará apenas 10 mV de señal si se alimenta con 5 V y se le aplica su carga nominal máxima.

La relación entre la deformación mecánica (ϵ , deformación unitaria) y el cambio de resistencia de la galga se caracteriza mediante el factor de galga (GF). El factor de galga se define como la razón entre el cambio fraccional de resistencia y la deformación:

$$GF = \frac{\Delta R/R}{\epsilon} \quad (2)$$

Donde:

- GF : factor de galga (Gauge Factor), constante del sensor.
- $\Delta R/R$: variación relativa de la resistencia de la galga.
- ϵ : deformación unitaria (strain), sin unidad.

Valor que típicamente ronda 2 para galgas metálicas comunes [58]. Bajo pequeñas deformaciones elásticas, la salida del puente completo es aproximadamente proporcional a ϵ . En condiciones ideales con cuatro galgas activas, el voltaje de salida relativo viene dado (en primera aproximación) por:

$$\frac{V_{\text{out}}}{V_{\text{exc}}} \approx GF \cdot \epsilon \quad (3)$$

Donde:

- V_{out} : voltaje de salida del puente de galgas.
- V_{exc} : voltaje de excitación aplicado al puente.
- GF : *Gauge Factor*, constante del sensor que relaciona deformación con variación de resistencia.
- ϵ : deformación unitaria (strain), adimensional.

Esto implica que la señal de la celda de carga es linealmente proporcional a la fuerza aplicada (dado que ϵ es proporcional a la carga dentro del rango elástico). En la práctica, las celdas de carga se calibran para asociar el voltaje de salida a unidades de fuerza, ajustando por factores como el módulo de elasticidad del elemento sensor y el GF exacto de las galgas. Gracias al puente de Wheatstone, se logra amplificar efectivamente la respuesta y compensar influencias externas como la temperatura. La señal de salida, muy pequeña, requiere amplificación mediante un amplificador instrumentación o módulo ADC de alta resolución antes de ser digitalizada. Las celdas de carga basadas en galgas extensométricas son ampliamente utilizadas en básculas electrónicas, sensores de peso, dinamómetros y sistemas de medición de fuerzas por su precisión y estabilidad [58].

VI. MARCO METODOLÓGICO

El proyecto se desarrolla bajo un enfoque cuantitativo–experimental, por que se basa en la medición y análisis de variables fisiológicas y mecánicas asociadas a la ejecución del RCP. Se diseñó e implementó un sistema tecnológico que integra componentes electrónicos y una interfaz digital, permitiendo evaluar de manera objetiva parámetros como la frecuencia, la profundidad y el recoil de las compresiones torácicas. En este contexto, el sistema constituye la variable independiente, mientras que los datos obtenidos a partir de los sensores representan las variables dependientes que permiten verificar el desempeño del practicante.

VI-A. Fase de investigación

La fase de investigación tiene como objetivo definir el enfoque del simulador y los parámetros que a evaluar por el sistema. En esta etapa se consideraron conceptos generales previamente referenciados en el marco teórico sobre entrenamiento en RCP mediante simulación, únicamente como soporte conceptual, evitando un desarrollo teórico extenso y orientando las decisiones metodológicas del proyecto.

La literatura especializada indica que el entrenamiento en RCP mediante simuladores permite reforzar la adquisición de habilidades prácticas mediante la evaluación objetiva del desempeño durante la ejecución de las maniobras [59]. En particular, se resalta la importancia de controlar parámetros como la profundidad y el ritmo de las compresiones torácicas, así como la correcta liberación del tórax durante la práctica [60].

Los parámetros a trabajar, son mostrados en la Tabla I. Esto establece la base metodológica para la selección de sensores, el diseño del dispositivo físico y la implementación de la aplicación móvil en las fases posteriores del proyecto.

Tabla I: Parámetros evaluados durante el entrenamiento en RCP. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Descripción	Rango recomendado
Frecuencia de compresiones	Número de compresiones torácicas realizadas por minuto	100 – 120 compresiones/min
Profundidad de compresión	Desplazamiento vertical del tórax durante la compresión	5 – 6 cm
Liberación torácica (recoil)	Retorno completo del tórax entre compresiones	Completa entre cada compresión
Continuidad de compresiones	Mantenimiento constante del ciclo de compresiones sin pausas innecesarias	Pausas mínimas
Frecuencia de ventilaciones	Número de ventilaciones administradas por ciclo de RCP	2 ventilaciones cada 30 compresiones
Duración de la ventilación	Tiempo durante el cual se administra cada ventilación	Aproximadamente 1 segundo
Tiempo de respuesta del reanimador	Intervalo entre acciones consecutivas durante la maniobra	Continuo y coordinado

Producto de una investigación previa, se optó por usar los sensores FC-51, MPU-6050, DHT-11, FSR-402 para poder brindar la misma experiencia que los modelos de alta gama. Para garantizar un desempeño adecuado, no solo es fundamental la selección correcta de los sensores, sino también el uso de un modelo anatómico de entrenamiento que permita una interacción realista y coherente con los objetivos del sistema desarrollado.

El modelo usado, es para fines académicos y sus características físicas son adecuadas para la integración de los sensores y la ejecución de las compresiones torácicas. Gracias a los convenios que existen entre la Universidad Politécnica Salesiana sede Guayaquil con empresas asociadas al ámbito sanitario, se obtuvo en calidad de préstamo un maniquí de RCP de la marca "VIMETECSA", el cual se muestra en la en la Figura 14.



Figura 14: Modelo anatómico de entrenamiento para RCP [61].

VI-B. Fase de definición normativo aplicado al proyecto

La fase de definición normativo, tuvo como objetivo establecer criterios de diseño, seguridad y usabilidad que orientaran el desarrollo del simulador. En esta etapa se realizó una revisión aplicada de normas y guías previamente referenciadas, con el fin de asegurar que el prototipo desarrollado siguiera lineamientos reconocidos en dispositivos de entrenamiento y simulación médica.

Las normas y guías analizadas en esta fase fueron consideradas como un marco de referencia para estructurar el desarrollo del proyecto, particularmente en aspectos relacionados con la seguridad del sistema, la organización del proceso de diseño y la interacción del usuario con el simulador. Estas referencias normativas permitieron definir criterios mínimos que debían cumplirse durante el desarrollo del prototipo, sin que ello implicara un proceso de certificación formal.

VI-B1. Normas y guías clínicas en el diseño: En esta sección se aplicaron las normas IEC 60601, ISO 13485, ISO 9241-210. En primera instancia la norma IEC 60601 se aplica para garantizar la seguridad eléctrica del sistema durante su operación, considerando que el equipo es manipulado directamente por usuarios durante prácticas prolongadas. En el proyecto, esta norma se refleja en la selección de tensiones de trabajo seguras, el uso de fuentes reguladas y estables, la correcta aislación de los componentes electrónicos, y la prevención de sobrecalentamientos o fallos eléctricos que puedan afectar la integridad del usuario o del dispositivo durante el entrenamiento.

La norma ISO 13485 se aplica como marco para el control del diseño y desarrollo del simulador, permitiendo estructurar el proyecto bajo criterios de calidad y trazabilidad. En el sistema desarrollado, esta norma se evidencia en la definición clara de requerimientos funcionales, la identificación de riesgos técnicos, la realización de pruebas de verificación del funcionamiento de sensores, y la validación del simulador como herramienta de entrenamiento, asegurando que cumple con su propósito educativo de forma consistente y reproducible, para una mayor comprensión de la estructura se muestra los diagrama de flujo en la Figuras 15 y 16.

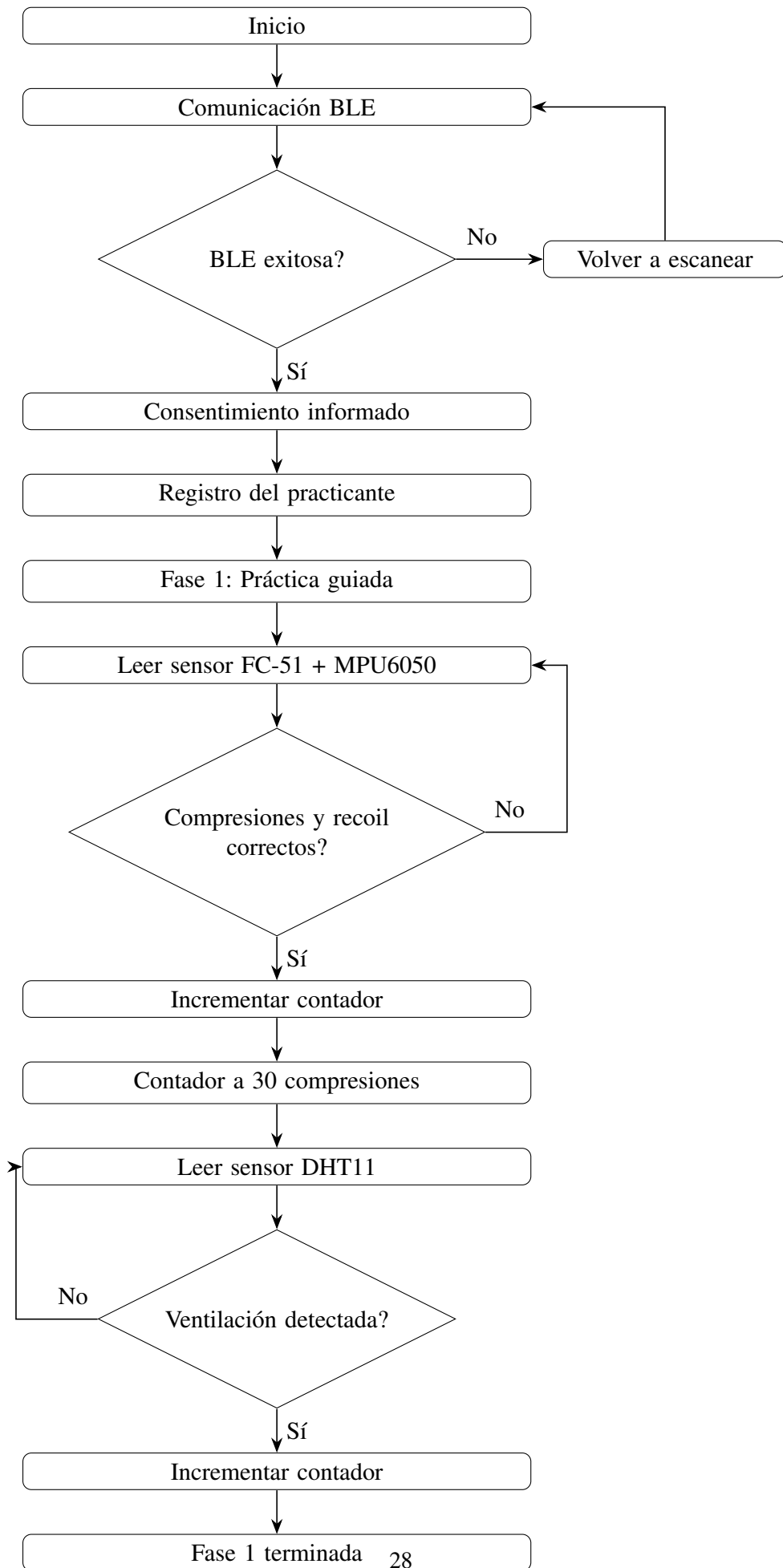


Figura 15: Diagrama de flujo: conexión BLE y Fase 1 práctica guiada. Fuente: Autor Propio.

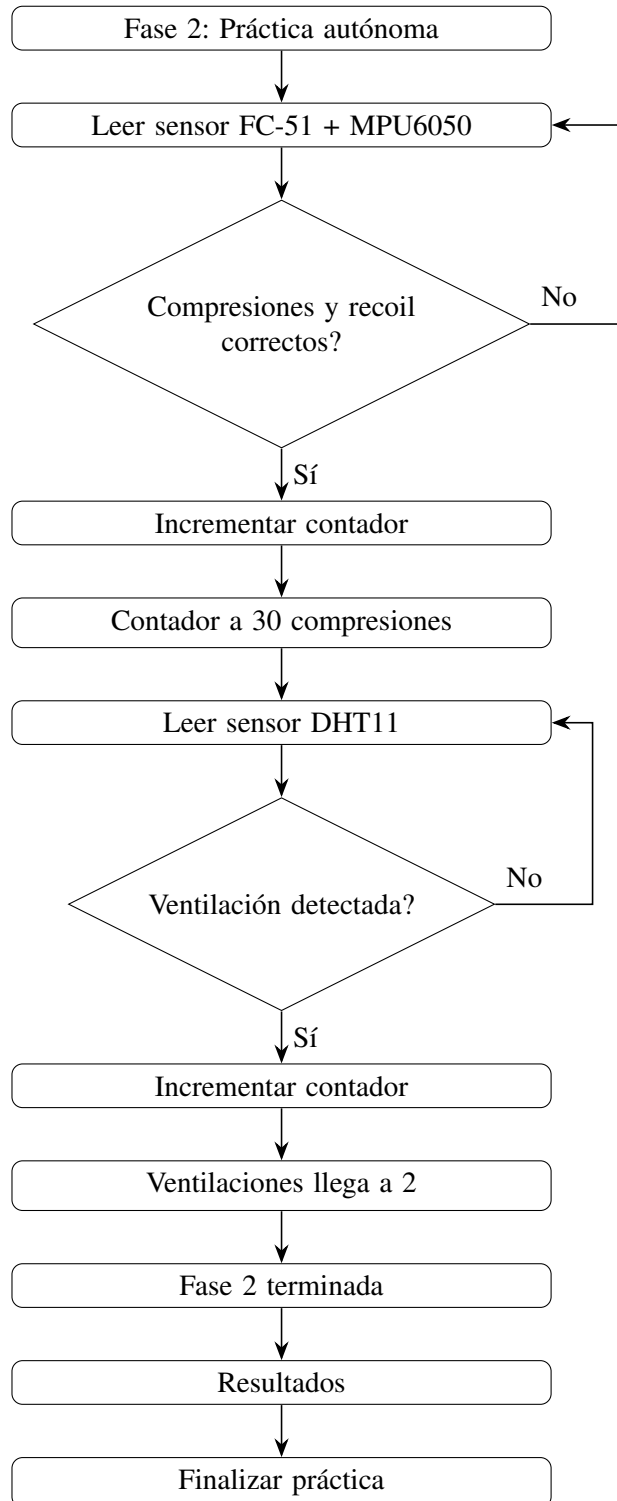


Figura 16: Diagrama de flujo: Fase 2 práctica autónoma y generación de resultados. Fuente: Autor Propio.

La norma ISO 9241-210 se aplica en el diseño del sistema para asegurar una interacción clara e intuitiva entre el usuario y el simulador durante la práctica de RCP. En el proyecto, esta norma se refleja en la presentación inmediata de retroalimentación visual y auditiva, la simplicidad de la interfaz de apoyo, y la reducción de distracciones, permitiendo que el usuario se concentre en la correcta ejecución de las compresiones torácicas, la comprensión de sus errores y aciertos en tiempo real.

VI-C. Fase de diseño electrónico.

VI-C1. *Selección de componentes.*: Durante la fase de construcción del prototipo, fue indispensable realizar una comparación de cada uno de los componentes electrónicos que fueron considerados para el sistema. La comparación técnica mostrada en la Tabla II y III permitió seleccionar las mejores alternativas que ofrecieran un mejor desempeño para los requerimientos del proyecto, garantizando que cada elemento contribuya a la mejora de la eficiencia, la estabilidad y la precisión del simulador en escenarios reales de entrenamiento.

Tabla II: Comparación técnica entre sensores utilizados. Fuente: Autor Propio.

Sensor	Tipo de sensor	Rango de medición	Precisión / Resolución	Dimensiones físicas	Tipo de salida
FSR 402	Sensor resistivo de fuerza (polímero PTF, presión analógica variable)	~20 g – 2 kg (≈ 0.2 –19.6 N); hasta ~100 N en saturación	No calibrado; medición cualitativa; respuesta no lineal	\varnothing ~18 mm área activa; largo ~32 mm; espesor ~0.4 mm	Resistiva analógica (requiere divisor de voltaje y ADC)
FSR 406	Sensor resistivo de fuerza (similar a FSR 402, mayor área activa)	~20 g – 2 kg (rango típico); mayor capacidad por área amplia	No calibrado; medición cualitativa; no lineal	Área sensora ~ 40 × 40 mm; espesor ~0.4 mm	Resistiva analógica
MPU6050	Unidad inercial MEMS de 6 ejes (acelerómetro + giróscopo triaxiales)	Aceleración: $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$, $\pm 16g$; Vel. angular: ± 250 a ± 2000 °/s	Alta resolución (16 bits por eje); requiere calibración de sesgos	Módulo GY-521 ~ 21 × 14 mm; chip 4 × 4 × 1 mm (LGA)	Digital (I^2C , bus serial integrado)
DHT11	Sensor digital de temperatura y humedad (termohigrómetro de bajo costo)	Temp.: 0–50 °C; Humedad: 20–90 % RH	Temp.: ± 2 °C; Hum.: ± 5 % RH (a 25 °C)	~ 16 × 12 × 5 mm (cápsula plástica perforada)	Digital (protocolo propietario DHT, un solo pin)

Tabla III: Parámetros operativos, ventajas y limitaciones de los sensores. Fuente: Autor Propio.

Sensor	Voltaje de operación	Tiempo de respuesta	de Ventajas	Limitaciones
FSR 402	N/A (sensor pasivo; típicamente usado con divisor a ~5 V)	< 1 ms (respuesta prácticamente instantánea)	Muy delgado y flexible; soporta millones de activaciones; económico y fácil de integrar	Útil solo para mediciones cualitativas; comportamiento no lineal con histéresis (~10%); deriva temporal; requiere calibración frecuente
FSR 406	N/A (pasivo; uso típico con 5 V en divisor)	< 1 ms (muy rápida)	Área de detección mayor (fuerzas distribuidas); comparte ventajas del FSR 402 (flexible, durable)	No mejora la precisión respecto al FSR 402; no lineal; histéresis y deriva; no apto para fuerza absoluta
MPU6050	3.3 V (módulos con regulador aceptan 5 V)	~1 ms; frecuencia de muestreo hasta 1 kHz (acel.) / 8 kHz (gyro)	Alta precisión para movimiento; amplio rango operativo; muy versátil para monitorear compresiones y postura	Lecturas sensibles al ruido y vibraciones; requiere filtrado; deriva en orientación; no incluye magnetómetro
DHT11	3.3–5.5 V DC	~1 s (máx. 1 Hz)	Muy económico y fácil de usar; salida digital calibrada; bajo consumo; tamaño compacto	Precisión y rango limitados; baja frecuencia de actualización; no apto para ambientes extremos o con condensación

Con el fin de seleccionar el microcontrolador más adecuado para el desarrollo del simulador, se realizó una comparación técnica de distintos microcontroladores comúnmente utilizados en sistemas embebidos, como se observa en la Tabla IV. Se consideró aspectos como la capacidad de procesamiento, la disponibilidad de interfaces de comunicación, el manejo de señales provenientes de sensores y, de manera prioritaria, la incorporación de conectividad Bluetooth, para la transmisión de datos en tiempo real hacia la interfaz de apoyo.

Tabla IV: Comparación de microcontroladores utilizados en sistemas embebidos. Fuente: Autor Propio.

Característica	ESP32	Arduino Uno	Arduino Nano
Fabricante	Espressif Systems	Arduino	Arduino
Microcontrolador	Xtensa LX6 (doble núcleo)	ATmega328P	ATmega328P
Arquitectura	32 bits	8 bits	8 bits
Frecuencia de reloj	Hasta 240 MHz	16 MHz	16 MHz
Núcleos	2	1	1
Memoria Flash	4 MB (típica)	32 KB	32 KB
Memoria SRAM	520 KB	2 KB	2 KB
Voltaje de operación	3.3 V	5 V	5 V
Entradas / Salidas GPIO	Hasta 34	14 digitales / 6 analógicas	14 digitales / 8 analógicas
Resolución ADC	12 bits	10 bits	10 bits
PWM	Sí (múltiples canales)	Sí	Sí
Interfaces de comunicación	UART, SPI, I ² C, CAN	UART, SPI, I ² C	UART, SPI, I ² C
Bluetooth	Sí (BLE y clásico)	No	No
Wi-Fi	Sí (802.11 b/g/n)	No	No
Modos de bajo consumo	Sí (sleep profundo)	No	No
Programación	Arduino IDE / ESP-IDF	Arduino IDE	Arduino IDE
Tamaño físico	Mediano	Grande	Compacto

VI-C2. *Descripción técnica de los componentes del sistema.*: Se determinó que el ESP32 mostrado en la Figura 17 tiene el mejor equilibrio entre rendimiento, conectividad y costo. Es compatible con una gran alta variedad de sensores y bajo consumo energético (3.3V) y su rango de operación amplio lo convierten en un componente confiable para aplicaciones que requieren estabilidad y resistencia en diferentes condiciones ambientales. También integra de forma nativa Wi-Fi y Bluetooth, lo que permite establecer una conexión inalámbrica estable y continua con el software de supervisión sin requerir módulos externos. Esto facilita la transmisión de datos en tiempo real y reduce la complejidad del hardware.

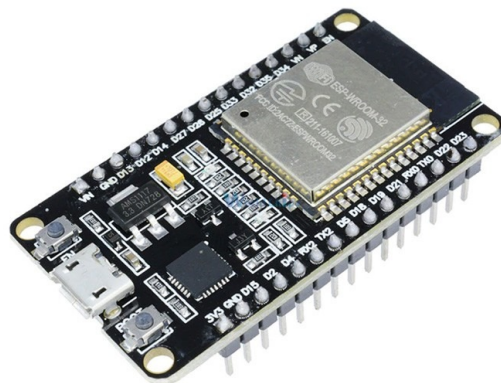


Figura 17: ESP32 [50].

El Sensor FSR 402 resulta adecuado para la detección de compresiones dentro del sistema. Su principio de funcionamiento basado en la variación de resistencia frente a la fuerza aplicada permite una integración directa con el microcontrolador mediante lectura analógica. La comparación entre las alternativas evaluadas se presenta en la Tabla V.

Tabla V: Tipos de sensores de fuerza. Fuente: Autor Propio.

Sensor	Costo aproximado (USD)	Alimentación	Tipo de señal	Precisión relativa	Observaciones técnicas
FSR402	7	3.3 V – 5 V	Analógica	Baja – Media	Sensor delgado y flexible, adecuado para detectar fuerza de contacto; permite integración directa con microcontroladores sin módulos adicionales.
Celda de carga	8	5 V	Digital (con HX711)	Alta	Alta precisión en la medición de fuerza; requiere amplificador HX711 y una mayor complejidad en el acondicionamiento de la señal.
Sensor piezoeléctrico	3	No requiere alimentación directa	Analógica	Media	Detecta variaciones dinámicas de presión; requiere un circuito de acondicionamiento que incluya resistencia, filtrado y amplificación.

El sensor observado en la Figura 18, fue seleccionado debido a su tamaño reducido y facilidad de implementación en el sistema. A diferencia de la celda de carga, el FSR402 no requiere módulos adicionales ni etapas complejas de acondicionamiento de señal, lo que simplifica el ensamblaje del dispositivo mostrando su estructura interna en la Figura 19. Asimismo, su integración directa con el microcontrolador permite una adquisición sencilla de la señal analógica, resultando adecuada para una aplicación de simulación donde se prioriza la detección de rangos de fuerza y la practicidad del montaje sobre la precisión absoluta, las especificaciones técnicas del sensor de fuerza FSR402 se presentan en la Tabla VI, las cuales describen los parámetros relevantes para su implementación en el sistema.



Figura 18: Sensor FSR402 [29].

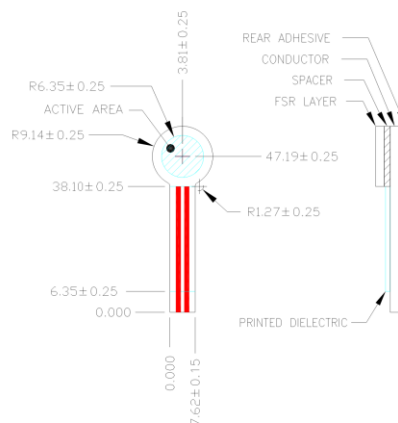


Figura 19: Dimensiones y estructura interna del sensor FSR402 [62].

Tabla VI: Especificaciones técnicas del sensor de fuerza FSR402. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Especificación
Modelo	FSR402
Tipo de sensor	Resistencia sensible a la fuerza (Force Sensitive Resistor)
Principio de funcionamiento	Variación de resistencia eléctrica en función de la fuerza aplicada
Rango típico de fuerza	0.2 N – 20 N (dependiente de la aplicación)
Área activa de detección	Diámetro aproximado de 12.7 mm
Resistencia sin carga	Mayor a 1 MΩ
Resistencia bajo carga	Disminuye de forma no lineal al aumentar la fuerza aplicada
Voltaje de operación	3.3 V – 5 V
Tipo de señal de salida	Analógica
Tiempo de respuesta	Menor a 5 ms
Repetibilidad	Buena para aplicaciones de detección de fuerza relativa
Precisión	No lineal; adecuada para detección de rangos de fuerza
Temperatura de operación	-30 °C a +70 °C
Espesor del sensor	Aproximadamente 0.5 mm
Flexibilidad	Alta
Requerimientos de acondicionamiento	No requiere módulos adicionales; lectura directa mediante entrada analógica
Aplicaciones típicas	Interfaces de presión, detección de contacto, simulación de fuerza

El Sensor MPU-6050 es un módulo inercial que integra un acelerómetro y un giroscopio de tres ejes en un solo dispositivo, permitiendo la medición simultánea de aceleración lineal y velocidad angular. Este sensor se comunica mediante el protocolo I^2C , lo que facilita su integración con microcontroladores en sistemas embebidos. Gracias a su capacidad para detectar movimientos, inclinación y cambios de orientación, el MPU6050 mostrado en la Figura 20 es ampliamente utilizado en aplicaciones de control de movimiento, monitoreo dinámico y sistemas de adquisición de señales cinemáticas en tiempo real.

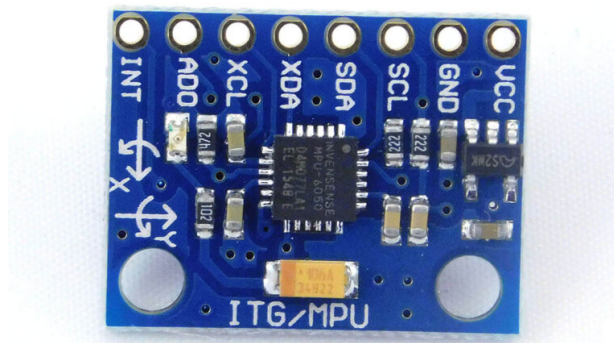


Figura 20: MPU-6050 [63].

Su selección se debe a su capacidad para detectar y caracterizar el movimiento asociado a las compresiones torácicas, con énfasis en la frecuencia de ejecución y en la liberación completa del tórax después de cada compresión (recoil). A diferencia de otros sensores inerciales más complejos o de mayor costo, el MPU6050 ofrece una solución compacta, económica y de fácil programación, con librerías ampliamente soportadas y una comunicación estable con el ESP32. Estas características permitieron una implementación confiable del sistema, simplificando el circuito

y el procesamiento de datos, y proporcionando la información necesaria para verificar la correcta ejecución del movimiento. Las especificaciones técnicas del sensor MPU6050 se presentan en la Tabla VII.

Tabla VII: Especificaciones técnicas del sensor inercial MPU6050. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Especificación
Modelo	MPU6050
Fabricante	InvenSense
Tipo de sensor	Sensor inercial (IMU)
Componentes integrados	Acelerómetro de 3 ejes + Giroscopio de 3 ejes
Número de ejes	6 (3 aceleración, 3 velocidad angular)
Rango del acelerómetro	± 2 g, ± 4 g, ± 8 g, ± 16 g
Rango del giroscopio	± 250 , ± 500 , ± 1000 , ± 2000 °/s
Resolución del acelerómetro	16 bits
Resolución del giroscopio	16 bits
Interfaz de comunicación	I ² C
Dirección I ² C	0x68 / 0x69
Voltaje de alimentación	3.3 V
Consumo de corriente	Aproximadamente 3.9 mA
Frecuencia de muestreo	Hasta 1 kHz
Sensor de temperatura	Integrado
Rango de temperatura de operación	-40 °C a +85 °C
Filtro digital (DLPF)	Configurable
Procesador interno	Digital Motion Processor (DMP)
Dimensiones del módulo	Aproximadamente 20 mm × 15 mm
Aplicaciones típicas	Detección de movimiento, orientación, análisis cinemático

EL Sensor DHT11 es un sensor digital que está diseñado para la medición de temperatura y humedad relativa del ambiente, integrando ambos elementos de detección en un solo módulo. Este sensor proporciona los datos mediante una comunicación digital de un solo hilo, lo que simplifica su conexión con microcontroladores en sistemas embebidos. Debido a su bajo consumo energético y facilidad de uso, el DHT11 mostrado en la Figura 21 es comúnmente empleado en aplicaciones de monitoreo ambiental básico y proyectos educativos.



Figura 21: DHT11 [64].

Su selección es debido a su bajo costo, simplicidad de conexión y compatibilidad directa con el ESP32. A diferencia de otros sensores ambientales de mayor precisión, el DHT11 permite que las variables de temperatura y humedad se utilicen como información contextual del entorno de práctica y no como parámetros clínicos críticos. Esta elección permite reducir la complejidad del sistema y facilitar el ensamblaje, manteniendo un funcionamiento estable sin requerir circuitos adicionales ni procesos de calibración complejos. Las especificaciones técnicas del sensor del sensor DHT-11 se presentan en la Tabla VIII.

Tabla VIII: Especificaciones técnicas del sensor de temperatura y humedad DHT11. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Especificación
Modelo	DHT11
Tipo de sensor	Sensor digital de temperatura y humedad
VARIABLES MEDIDAS	Temperatura ambiente y humedad relativa
Rango de temperatura	0 °C a 50 °C
Precisión de temperatura	±2 °C
Resolución de temperatura	1 °C
Rango de humedad relativa	20 % a 90 % RH
Precisión de humedad	±5 % RH
Resolución de humedad	1 % RH
Voltaje de alimentación	3.3 V – 5 V
Consumo de corriente	0.5 mA (medición), 60 μ A (reposo)
Tipo de salida	Digital
Protocolo de comunicación	Un solo hilo (single-wire)
Frecuencia de muestreo	1 Hz (una lectura por segundo)
Tiempo de respuesta	Menor a 6 s
Temperatura de operación	0 °C a 50 °C
Humedad de operación	20 % a 90 % RH
Dimensiones del módulo	Aproximadamente 15.5 mm × 12 mm × 5.5 mm
Aplicaciones típicas	Monitoreo ambiental básico, sistemas educativos

Respecto al Sensor FC-51 es un sensor infrarrojo de proximidad que permite la detección de objetos o interrupciones en un rango corto de distancia. Su funcionamiento se basa en la emisión y recepción de luz infrarroja reflejada, permitiendo identificar la presencia o ausencia de un objeto frente al sensor. El módulo incorpora un comparador integrado que entrega una señal digital, lo que facilita su lectura por parte de microcontroladores en sistemas embebidos sin necesidad de procesamiento analógico adicional. El sensor puede ser observado en la Figura 22.

Su elección se debe a su simplicidad de uso, bajo costo y facilidad de integración con el ESP32. Este sensor se emplea como un detector de eventos discretos, permitiendo identificar condiciones específicas dentro del proceso de entrenamiento, sin requerir mediciones continuas o de alta precisión. A diferencia de otros sensores ópticos más complejos, el FC-51 ofrece una salida digital directa, lo que simplifica el circuito, reduce el tiempo de programación y facilita el ensamblaje del sistema, siendo adecuado para aplicaciones de simulación donde se prioriza la confiabilidad y la facilidad de implementación. Las especificaciones técnicas del sensor del sensor FC-51 se presentan en la Tabla IX.

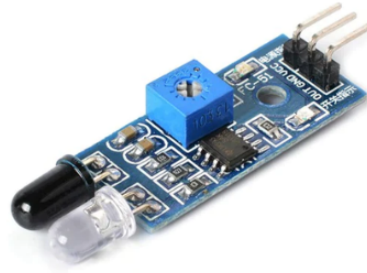


Figura 22: Sensor FC-51 [65].

Tabla IX: Especificaciones técnicas del sensor infrarrojo FC-51. Fuente: Autor Propio.

Parámetro	Especificación
Modelo	FC-51
Tipo de sensor	Sensor infrarrojo de proximidad / obstáculo
Principio de funcionamiento	Emisión y recepción de luz infrarroja reflejada
Tipo de salida	Digital (nivel alto / bajo)
Voltaje de alimentación	3.3 V – 5 V
Consumo de corriente	Aproximadamente 20 mA
Distancia de detección	Ajustable, típicamente entre 2 cm y 30 cm
Ajuste de sensibilidad	Potenciómetro integrado
Tiempo de respuesta	Menor a 2 ms
Indicadores	LED de alimentación y LED de detección
Interfaz con microcontrolador	GPIO digital
Compatibilidad lógica	Compatible con microcontroladores de 3.3 V y 5 V
Ángulo de detección	Aproximadamente 35°
Temperatura de operación	-25 °C a +55 °C
Dimensiones del módulo	Aproximadamente 31 mm × 14 mm
Requerimientos adicionales	No requiere circuitos de acondicionamiento
Aplicaciones típicas	Detección de objetos, conteo de eventos, sensores de posición

VI-C3. Diseño del sistema: El diseño del sistema electrónico se basa en una arquitectura centralizada, cuyo núcleo es un microcontrolador ESP32, encargado de la adquisición, procesamiento y transmisión de datos provenientes de los sensores integrados. En el esquema de la Figura 23 se observa que el ESP32 actúa como unidad de control principal, recibiendo señales analógicas y digitales desde los distintos sensores, y alimentando a los módulos externos mediante sus salidas de voltaje reguladas, garantizando un funcionamiento estable del sistema.

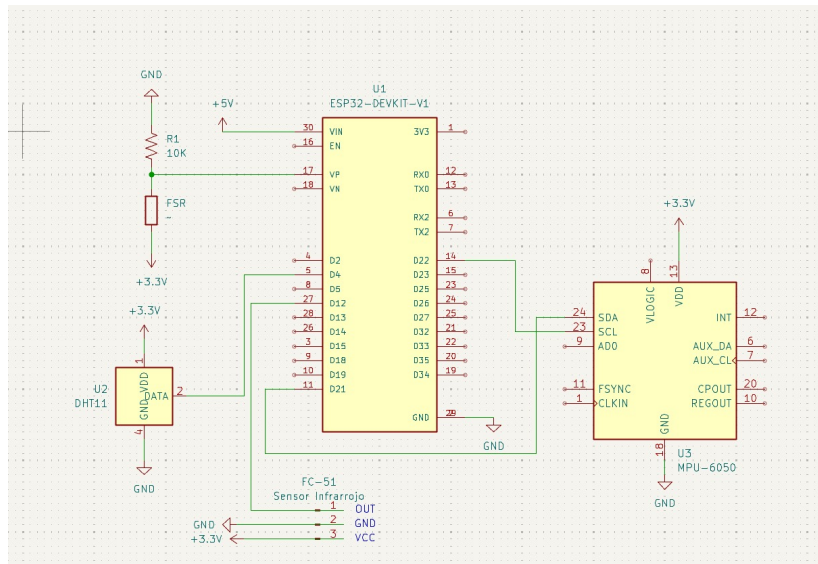


Figura 23: Diseño esquemático del sistema. Fuente: Autor Propio.

Para la medición de la fuerza aplicada durante las compresiones torácicas se emplea un sensor de fuerza resistivo FSR402, el cual se encuentra configurado mediante un divisor de voltaje junto a una resistencia fija de 10 kΩ. Esta configuración permite convertir la variación de resistencia del FSR en una señal de voltaje proporcional, la cual es leída por una de las entradas analógicas del ESP32. El sensor opera a un nivel de 3.3 V, compatible con las entradas analógicas del microcontrolador, asegurando una lectura segura y directa sin necesidad de circuitos adicionales de acondicionamiento.

El sistema incorpora además un sensor ambiental DHT11. Este sensor se conecta al ESP32 mediante una única línea de datos digital, además de las conexiones de alimentación y tierra, lo que simplifica el cableado y reduce la complejidad del circuito. Las variables ambientales obtenidas se utilizan como información contextual del entorno, sin intervenir directamente en los parámetros principales de evaluación de la técnica de RCP.

Para la detección y análisis del movimiento asociado a las compresiones torácicas se integra un sensor inercial MPU6050. Este módulo se comunica con el ESP32 a través del protocolo I^2C , utilizando las líneas SDA y SCL, lo que permite una comunicación eficiente y sincronizada. El sensor es alimentado a 3.3 V, adecuado para su correcto funcionamiento y compatibilidad con el microcontrolador. La información proporcionada por el MPU6050 permite evaluar parámetros como la frecuencia de las compresiones, la continuidad del movimiento y la liberación completa del tórax.

El esquema también muestra una correcta referencia común de tierra (GND) entre todos los componentes del sistema, condición fundamental para asegurar lecturas confiables y evitar errores de medición. La alimentación diferenciada a 5 V y 3.3 V se utiliza de manera adecuada según los requerimientos de cada componente, destacando una separación clara entre la entrada de alimentación principal del ESP32 y la alimentación de los sensores, lo que contribuye a la estabilidad eléctrica del sistema durante su operación. En conjunto, el diseño electrónico presentado permite una integración eficiente de sensores analógicos y digitales, optimizando la simplicidad del circuito, la facilidad de ensamblaje y la confiabilidad del sistema.

VI-D. Fase de ensamblaje

VI-D1. Interconexión y montaje del circuito electrónico: La implementación física del circuito mostrado en la Figura 24 se realizó sobre una placa de integración donde se distribuyeron las líneas de alimentación de 3.3 V

y 5 V según los requerimientos de cada componente. Se estableció una referencia común de tierra (GND) para garantizar estabilidad eléctrica y evitar diferencias de potencial entre sensores analógicos y digitales.

El sensor FSR402 fue conectado a una entrada analógica del ESP32 mediante un divisor de voltaje previamente dimensionado, permitiendo la adquisición directa de la señal proporcional a la fuerza aplicada. Por su parte, el MPU6050 se interconectó a través del bus I^2C utilizando las líneas SDA y SCL, asegurando una comunicación digital sincronizada con el microcontrolador. El sensor DHT11 y el módulo FC-51 fueron integrados mediante entradas digitales independientes.

Durante el montaje se consideró la organización del cableado interno para reducir interferencias y mantener trayectos cortos de señal, especialmente en las líneas analógicas del FSR402. Asimismo, los módulos fueron fijados mecánicamente en posiciones estratégicas dentro de la estructura del simulador para garantizar coherencia entre la medición electrónica y el movimiento físico del tórax.

Esta disposición permitió una integración funcional estable entre sensores analógicos y digitales, asegurando la correcta adquisición de datos durante las pruebas operativas del sistema.

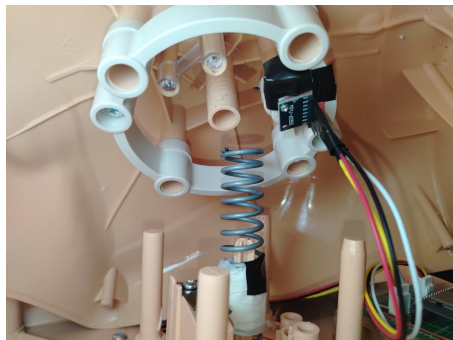


Figura 24: Sensor MPU-6050 Integrado. Fuente: Autor Propio.

Durante la fase de ensamblaje del sistema, se realizó la integración de los sensores directamente sobre el maniquí de entrenamiento, considerando la correcta ubicación anatómica y funcional de cada uno. Como se presenta en la Figura 25, el sensor de fuerza FSR402 fue instalado en la zona central del tórax, específicamente en la región correspondiente al esternón. Esta ubicación permite detectar la aplicación de presión únicamente cuando las manos del usuario se encuentran en la posición adecuada, asegurando una evaluación correcta de la técnica.

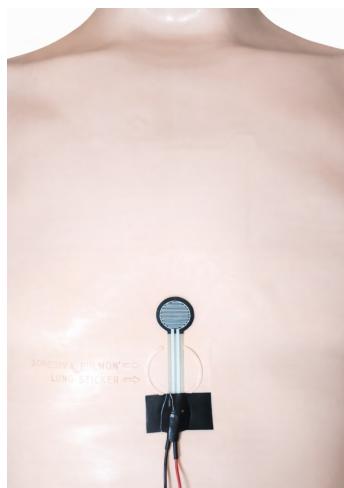


Figura 25: Ubicación del sensor FSR402 en la región torácica del maniquí. Fuente: Autor Propio.

De manera complementaria, como se presenta en la Figura 26, el sensor infrarrojo FC-51 fue colocado en el interior del maniquí, alineado con el mecanismo de desplazamiento del tórax. Este sensor se encarga de detectar el movimiento vertical del pecho durante la compresión, permitiendo identificar cuando se alcanza la profundidad programada. La combinación de ambos sensores posibilita validar tanto la correcta posición de las manos como la ejecución adecuada de la compresión, otorgando una retroalimentación confiable.

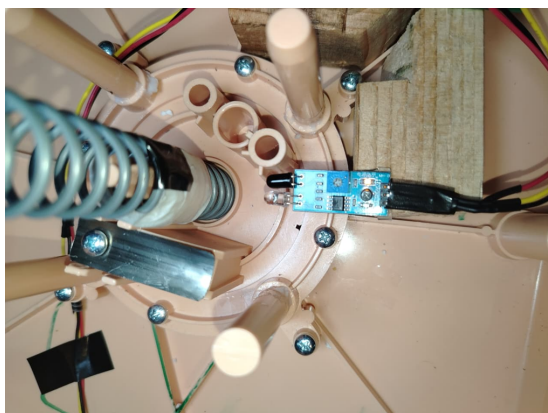


Figura 26: Ubicación interna del sensor FC-51 para la detección del movimiento torácico. Fuente: Autor Propio.

Además de los sensores destinados al diagnóstico de compresiones torácicas, se integró el sensor digital DHT11 para la detección indirecta de las ventilaciones. A diferencia de los sensores ubicados en la región torácica del maniquí, el DHT11 fue instalado en la zona de la cavidad bucal como se muestra en la Figura 27, específicamente en el interior de la boca del simulador, con la finalidad de captar las variaciones de humedad y temperatura generadas durante la insuflación de aire. Su ubicación estratégica permite registrar cambios ambientales inmediatos cuando el practicante administra una ventilación.



Figura 27: Ubicación e integración del sensor DHT11 en la cavidad bucal del simulador de RCP. Fuente: Autor Propio.

VI-E. Desarrollo de la aplicación móvil para el entrenamiento guiado en RCP

La aplicación móvil en el simulador de RCP fue desarrollada como un componente complementario al sistema físico, con el objetivo de permitir la interacción con el usuario a través de la aplicación móvil mostrado en la Figura 28, la recepción de datos provenientes del simulador y la presentación de retroalimentación durante el entrenamiento. Para su implementación se empleó el framework Flutter, utilizando el lenguaje Dart para la construcción de la lógica de la aplicación, la navegación entre pantallas y el manejo de los datos recibidos mediante (BLE). El desarrollo y las pruebas se realizaron principalmente en el entorno Android Studio, utilizando dispositivos físicos para verificar el correcto funcionamiento de la comunicación y la interfaz.



Figura 28: Interfaz de apoyo. Fuente: Autor Propio.

La aplicación se estructuró de manera modular que se puede apreciar de mejor manera en la Figura 29, siguiendo una secuencia definida que guía al usuario a lo largo del proceso de entrenamiento. El primer módulo corresponde a la conexión y control BLE, donde la aplicación realiza el escaneo de dispositivos disponibles, identifica el simulador basado en ESP32 y establece la conexión para la recepción continua de datos. Una vez conectada, la aplicación se suscribe a las notificaciones BLE, permitiendo recibir en tiempo real los eventos generados por los sensores del sistema, como la detección de presión, movimiento y ejecución de compresiones.

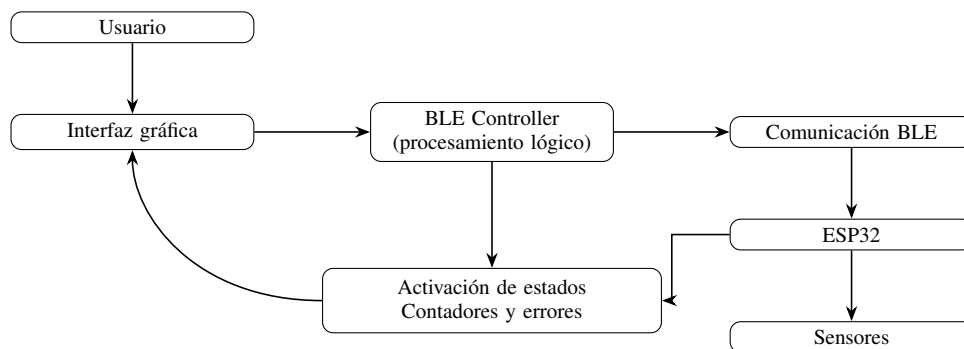


Figura 29: Diagrama de bloques del funcionamiento de la aplicación SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Posteriormente, se implementó un módulo de consentimiento informado digital, el cual presenta al usuario la información básica sobre el propósito de la práctica y el uso de los datos generados durante la sesión. La aceptación de este consentimiento es obligatoria para continuar con el entrenamiento, garantizando que la práctica se realice bajo criterios de responsabilidad y uso académico. A continuación, la aplicación incorpora un módulo de video explicativo, el cual proporciona una guía visual previa sobre la correcta ejecución de la RCP, permitiendo al usuario

revisar el procedimiento antes de iniciar la práctica.

Una vez completadas las etapas iniciales, la aplicación habilita el registro del usuario mediante la solicitud de datos básicos, como nombre, edad y condición académica o profesional. Esta información permite asociar los resultados del entrenamiento con un perfil específico, sin fines clínicos ni administrativos. Posteriormente, el sistema ofrece dos modalidades de práctica: una sesión guiada, en la que la aplicación brinda indicaciones y puede intervenir ante ejecuciones incorrectas, y una modalidad de práctica asíncrona, donde el entrenamiento se desarrolla de forma continua sin interrupciones, registrando los eventos detectados por el simulador.

Al finalizar la sesión, la aplicación presenta un módulo de resultados, en el cual se muestran los datos recopilados durante el entrenamiento, incluyendo aciertos y errores detectados por el sistema. Esta información se presenta de forma clara y estructurada, permitiendo al usuario conocer su desempeño general y terminar el proceso de entrenamiento de manera ordenada. De esta forma, la interfaz cumple su función como una herramienta de apoyo para el simulador, facilitando la interacción, el control del entrenamiento y la retroalimentación final.

VI-E1. Arquitectura y planificación funcional de la aplicación SimRCP: El desarrollo de la aplicación móvil del sistema SimRCP se ejecutó mediante un enfoque incremental y modular, priorizando la estabilidad de la comunicación con el simulador físico, la claridad del flujo de entrenamiento y la separación de responsabilidades en el código. Para ello, se adoptó una arquitectura por capas basada en Flutter, organizada principalmente en capa de presentación (screens) y capa de control/comunicación (controllers), complementadas por un archivo de inicialización central (main.dart), lo que permitió un desarrollo ordenado, verificable por etapas y con facilidad de mantenimiento.

En la Planificación del flujo funcional del sistema, se definió el flujo lógico que debe seguir el usuario dentro de la aplicación para realizar prácticas de RCP con el simulador. Este flujo se estructuró como una secuencia de pantallas que garantizan un orden correcto: inicio, conexión bluetooth (BLE) con el maniquí, consentimiento, registro del practicante, guía de pasos para realizar RCP, entrenamiento y resultados. A partir de esta definición se identificaron los módulos principales de la aplicación y los componentes críticos que son la conectividad BLE y la recepción de datos. La planificación permitió establecer que la aplicación debe cumplir dos objetivos operativos: guiar al practicante durante una sesión de entrenamiento, y recibir datos del maniquí en tiempo real para mostrar retroalimentación (por ejemplo, eventos de compresión, recoil y ventilación, según la configuración del sistema).

La Arquitectura del software de la aplicación móvil SimRCP mostrada en la Figura 30 fue desarrollada utilizando el framework Flutter, adoptando una arquitectura por capas con el objetivo de separar responsabilidades, mejorar la mantenibilidad del código y garantizar consistencia funcional.

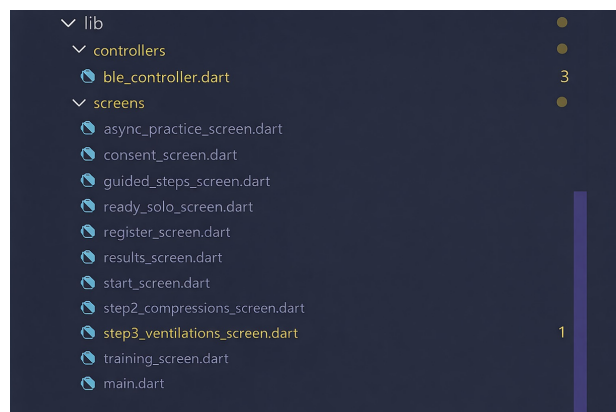


Figura 30: Arquitectura del software SimRCP. Fuente: Autor Propio.

La organización del proyecto se estructuró en tres componentes principales, definidos con el propósito de garantizar una adecuada integración entre el sistema físico, la aplicación móvil y el proceso de evaluación del desempeño del usuario. Esta estructuración permitió distribuir de manera ordenada las funciones del sistema, facilitando el desarrollo, implementación y validación de cada módulo de forma independiente, pero manteniendo coherencia dentro del funcionamiento global del simulador SimRCP.

1. Capa de presentación (screens) Corresponde al conjunto de pantallas visibles para el usuario, implementadas dentro del directorio lib/screens/. Esta capa es responsable de:

- Presentar información visual al usuario
- Gestionar eventos de interacción (botones, navegación)
- Reflejar cambios de estado del sistema
- Guiar el flujo de entrenamiento

Cada pantalla representa una fase lógica del sistema, permitiendo que la interacción del usuario siga una secuencia estructurada.

2. Capa de control y comunicación (controllers)

Una fase crítica del desarrollo consistió en implementar la comunicación BLE entre la app y el simulador. Para ello, se centralizó la conectividad en el archivo ble-controller.dart, de manera que todas las pantallas utilicen el mismo controlador y se mantenga una conexión estable durante toda la sesión. En términos funcionales, el controlador BLE cumple con:

- Escaneo del dispositivo objetivo (ESP32 configurado como SimRCP_BLE).
- Selección y conexión al dispositivo encontrado.
- Suscripción a notificaciones para recibir datos del simulador.
- Actualización de estados internos (conectado/desconectado, contadores, banderas).
- Notificación a la interfaz cuando existan cambios, permitiendo que la UI se refresque en tiempo real.

3. Inicialización del sistema (main.dart)

El archivo main.dart actúa como punto de entrada de la aplicación, definiendo la configuración base del entorno gráfico, la pantalla inicial y la estructura general de navegación. Este componente garantiza la correcta carga de los módulos del sistema desde el arranque.

Definición del flujo funcional de la aplicación

El diseño metodológico de la aplicación se basó en un flujo secuencial de pantallas, diseñado para replicar de forma lógica el proceso de entrenamiento con el simulador. La navegación fue organizada de la siguiente manera:

- Start_screen → Pantalla inicial y gestión de conectividad BLE
- Consent_screen → Aceptación de términos / consentimiento informado
- Register_screen → Registro de datos del practicante
- Guided_steps_screen → Presentación guiada del procedimiento
- Training_screen → Gestión del entrenamiento
- Step2_compressions_screen → Fase de compresiones torácicas
- Step3_ventilations_screen → Fase de ventilaciones
- Ready_solo_screen → Fase de preparación
- Async_practice_screen → Fase de práctica autónoma
- Results_screen → Presentación de resultados

Este diseño asegura que el sistema no avance hacia fases operativas sin cumplir previamente condiciones críticas como la conexión al simulador o la aceptación de consentimiento.

Gestión de dependencias del sistema

Como parte del proceso de integración tecnológica, se configuró el archivo pubspec.yaml, el cual cumple un rol fundamental en proyectos Flutter al definir dependencias externas y recursos internos. Las dependencias declaradas responden a requerimientos funcionales específicos:

- flutter_blue_plus → Comunicación BLE
- permission_handler → Gestión de permisos del sistema
- audioplayers → Reproducción de instrucciones auditivas
- video_player → Soporte audiovisual
- pdf / printing → Generación de reportes

Esta configuración garantiza la interoperabilidad entre módulos y la disponibilidad uniforme de capacidades técnicas dentro de la aplicación.

Integración de recursos multimedia (assets)

El sistema incorpora recursos auditivos y visuales destinados a reforzar la experiencia formativa mostrados en la Figura 31. Dichos recursos fueron declarados explícitamente en pubspec.yaml para asegurar su accesibilidad desde cualquier módulo de la aplicación. Los assets implementados cumplen funciones pedagógicas:

- Audios → guía verbal sincronizada
- Imágenes → refuerzo visual de maniobras
- GIFs → representación dinámica de acciones

Metodológicamente, esta integración favorece la comprensión del usuario y reduce la dependencia de instrucciones exclusivamente textuales.



Figura 31: Contenido audiovisual usado en la aplicación. Fuente: Autor Propio.

Estrategia de desarrollo incremental

Durante el desarrollo se aplicó una estrategia de verificación por módulos, probando cada etapa antes de integrarla por completo al flujo general:

- Comunicación BLE y estabilidad de conexión
- Navegación entre pantallas
- Lógica de entrenamiento
- Sincronización de eventos y audios
- Presentación de resultados

Este enfoque permitió ajustar parámetros funcionales, corregir inconsistencias y optimizar la interacción humano-sistema de manera controlada.

VI-F. Fase de validación

La fase de validación tuvo como objetivo evaluar el desempeño funcional del sistema SimRCP en un entorno real de uso, así como analizar su efectividad como herramienta de entrenamiento en RCP. Esta etapa se desarrolló con la participación de estudiantes de la carrera de Biomedicina, quienes interactuaron directamente con el simulador bajo la guía y supervisión del equipo desarrollador.

Inicialmente, se realizó una explicación teórica apoyada en diapositivas como se expone en la Figura 32, en la cual se abordó la problemática asociada al desconocimiento del procedimiento de RCP, la importancia de su correcta aplicación y los parámetros establecidos por la AHA, tales como la frecuencia y profundidad de las compresiones, la correcta ejecución del recoil y la relación entre compresiones y ventilaciones. Asimismo, se explicó el funcionamiento del maniquí instrumentado y la integración con la aplicación móvil.



Figura 32: presentación teórica inicial. Fuente: Autor Propio.

Posteriormente, se realizó una demostración práctica del sistema mostrado en la Figura 33, mostrando el comportamiento del simulador y la forma en que la aplicación registra en tiempo real los datos obtenidos a través de los sensores integrados. Se explicó cómo el sistema detecta las compresiones torácicas, evalúa el recoil, identifica ventilaciones incompletas y contabiliza los posibles errores cometidos durante la ejecución del protocolo.



Figura 33: Demostración del sistema en funcionamiento. Fuente: Autor Propio.

Una vez concluida la demostración, los estudiantes realizaron la práctica de RCP utilizando el simulador como se muestra en la Figura 34. Durante esta etapa, cada participante pudo ejecutar el procedimiento completo mientras el sistema registraba automáticamente su desempeño. La aplicación permitió visualizar un detalle específico de los errores detectados, tales como compresión insuficiente, recoil incorrecto o ventilaciones no completadas, brindando retroalimentación inmediata.



Figura 34: Pantalla de detalle de errores. Fuente: Autor Propio.

Durante esta fase, la aplicación permitió registrar automáticamente los eventos asociados a la ejecución de las prácticas de RCP. La aplicación generó reportes digitales en formato PDF al finalizar cada sesión, consolidando métricas relacionadas con compresiones torácicas, ventilaciones, recoil y colocación adecuada de las manos.

Detalle de errores	
Manos no detectadas a tiempo	0
Recoil incorrecto	8
Compresión insuficiente	1
Ventilaciones no completadas	1

Figura 35: Indicadores de errores en la fase de práctica autónoma. Fuente: Autor Propio.

Las Figura 35 presentan ejemplos representativos de los reportes generados por el sistema. Estos documentos evidencian la capacidad del prototipo para almacenar información de desempeño de manera estructurada, permitiendo la revisión posterior de los parámetros registrados durante la práctica.

Al finalizar cada práctica, el sistema generó una pantalla como se muestra en la Figura 36 que consolidada de resultados donde se mostraban los indicadores generales del entrenamiento, permitiendo evaluar el desempeño individual de cada estudiante. Además, se habilitó la opción de descargar un informe en formato PDF que resume los datos obtenidos durante la sesión, facilitando el análisis posterior.



Figura 36: pantalla final de resultados. Fuente: Autor Propio.

Como complemento al análisis funcional del sistema, se implementó un instrumento de evaluación orientado a evaluar la experiencia del usuario mostrado en la Figura 37. Para este propósito, se diseñó una encuesta de satisfacción basada en escala Likert de cinco niveles. El cuestionario estuvo integrado por diez afirmaciones, las cuales abordaron dimensiones relacionadas con la usabilidad del sistema, claridad de la información presentada, intuitividad de la interacción, utilidad pedagógica, Confianza generada en el usuario y satisfacción general del uso del equipo.

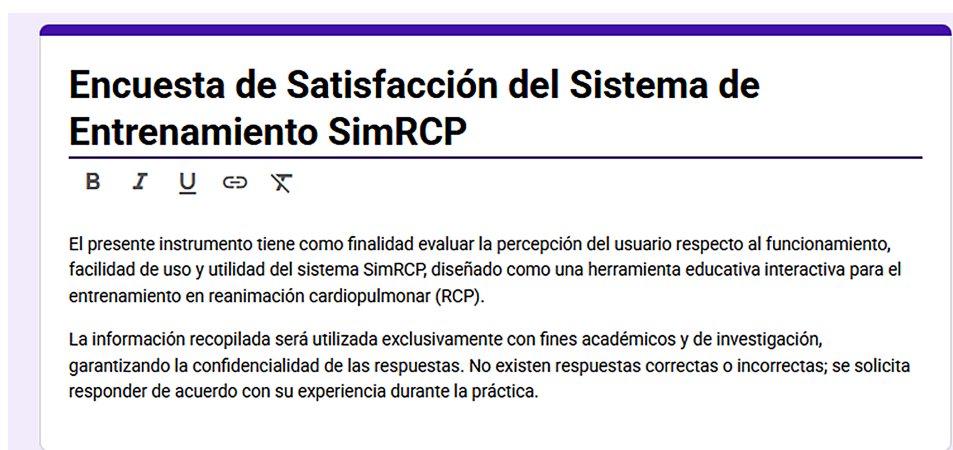


Figura 37: encuesta de satisfacción aplicado en la fase de validación del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Para evaluar el rendimiento del simulado, se diseñó una encuesta estructurada con cinco opciones de respuesta, en laborada en base a la escala de likert con la finalidad de medir la percepción de los estudiantes respecto a la operatividad, funcionalidad, impacto en el aprendizaje de RCP y la aprobación del sistema. Para el análisis de los datos obtenidos en la encuesta de satisfacción, se empleó la media aritmética como indicador estadístico de tendencia central. La encuesta estuvo integrada por cinco ítems evaluados mediante una escala tipo Likert, donde a cada categoría de respuesta se le asignó un valor numérico.

Escala utilizada:

- Totalmente en desacuerdo
- En desacuerdo
- Ni de acuerdo ni en desacuerdo
- De acuerdo
- Totalmente de acuerdo

La evaluación estuvo compuesta por 10 ítems mostrados en la Tabla X, están organizados en cuatro variables principales: Calidad técnica del simulador, Funcionalidad y utilidad del sistema, Impacto en el aprendizaje de RCP y Aceptación tecnológica. La estructura del cuestionario se sustentó en la norma ISO/IEC 25010 y el Modelo de Aceptación Tecnológica (TAM).

Tabla X: Instrumento de evaluación del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

DIMENSIÓN	INDICADOR	ÍTEM (Pregunta)	ESCALA
Operatividad técnica	Estabilidad de funcionamiento	1. El simulador presentó un funcionamiento adecuado durante la práctica	1-5
	Claridad de retroalimentación sensorial	2. La retroalimentación proporcionada por el sistema SimRCP fue clara y oportuna	1-5
	Facilidad de interpretación	3. La información mostrada en la aplicación fue fácil de interpretar durante la práctica	1-5
Funcionalidad y utilidad	Cumplimiento del objetivo	4. El simulador cumplió con su objetivo de apoyar el entrenamiento práctico de RCP	1-5
	Corrección de errores	5. La retroalimentación del sistema me permitió identificar y corregir errores en mi técnica	1-5
	Ventaja comparativa	6. Considero que este sistema es más efectivo que una práctica sin retroalimentación tecnológica	1-5
Aprendizaje adquirido	Comprensión técnica	7. Después de utilizar el simulador, entiendo mejor la técnica correcta de compresiones y ventilación en RCP	1-5
	Autoconfianza	8. Me siento más seguro(a) de realizar RCP en una situación real después de esta práctica	1-5
Aceptación tecnológica	Intención de uso	9. Utilizaría nuevamente este simulador para reforzar mi aprendizaje en RCP	1-5
	Recomendación académica	10. Recomendaría la implementación de este sistema como herramienta de apoyo en la formación académica	1-5

La media de cada pregunta se calculó utilizando la expresión:

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^k f_i x_i}{n} \tag{4}$$

Donde f_i representa la frecuencia de cada categoría de respuesta, x_i el valor numérico encomendado a dicha categoría y n el total de respuestas obtenidas. Este protocolo permitió obtener un valor promedio por cada ítem evaluado, favoreciendo la interpretación cuantitativa del nivel de satisfacción de los encuestados. Valores cercanos al límite superior de la escala indican una percepción altamente optimo respecto al funcionamiento, utilidad y facilidad de uso del sistema SimRCP. consecuentemente, el análisis mediante la media permitió sintetizar la información recopilada y clemntar una valoración general del desempeño del sistema durante la fase de validación.

VII. RESULTADOS

VII-A. Implementación y validación del sistema desarrollado

VII-A1. Descripción general de los resultados obtenidos: En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir del desarrollo e implementación del sistema propuesto, organizados de acuerdo con los objetivos y las fases planteadas. Los resultados expuestos corresponden al funcionamiento del sistema electrónico, la integración de los sensores, el ensamblaje en el modelo anatómico de entrenamiento y la operación de la interfaz de apoyo, Cada resultado refleja el comportamiento del sistema bajo condiciones de uso durante el entrenamiento.

VII-A2. Resultados del diseño electrónico: El montaje electrónico del circuito mostrado en la Figura 70 permitió la correcta integración de los sensores y del microcontrolador ESP32, logrando una adquisición estable de señales y una comunicación funcional con la interfaz de apoyo mediante Bluetooth Low Energy (BLE).

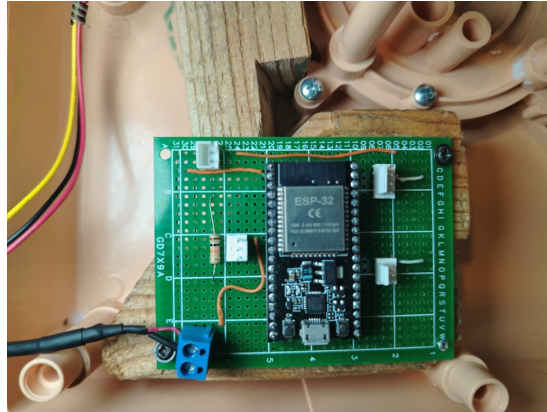


Figura 38: Módulo electrónico de control basado en ESP32 integrado al simulador SimRCP. Fuente: Autor Propio.

El sensor de fuerza FSR402 detecta la aplicación de presión en la zona de compresión, mientras que el sensor MPU6050 posibilitó la detección del movimiento del tórax y su retorno a la posición inicial después de cada compresión. Por su parte, sensor FC-51 identifica eventos asociados al desplazamiento interno del tórax, y el sensor DHT11 proporcionó información ambiental básica del entorno de práctica.

El sistema de alimentación operó de forma estable utilizando los niveles de voltaje adecuados para cada componente, garantizando lecturas coherentes y un funcionamiento continuo del circuito. Estos resultados confirman que el diseño electrónico cumple con los requerimientos funcionales del sistema, permitiendo avanzar hacia la fase de ensamblaje y pruebas del modelo anatómico de entrenamiento.

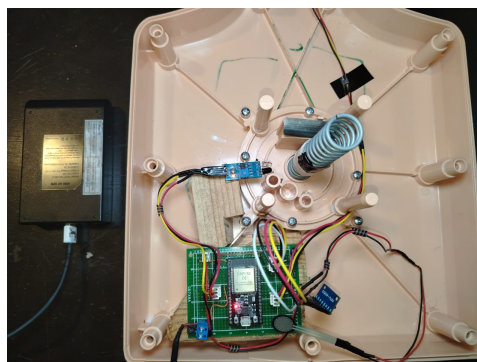


Figura 39: Sistema ensamblado interno. Fuente: Autor Propio.

El ensamblaje mostrado en la Figura 71 integra el circuito electrónico y los sensores dentro del modelo anatómico de entrenamiento sin afectar su estructura ni el movimiento del tórax. La ubicación del sensor FSR402 en la zona de compresión, junto con la instalación interna del sensor FC-51 y la fijación del sensor MPU6050 a la placa electrónica, permitió validar de manera conjunta la posición de las manos, el desplazamiento del tórax y el retorno completo después de cada compresión, manteniendo un funcionamiento estable del sistema durante la práctica.

En esta fase del proyecto, el circuito del sistema SimRCP fue desarrollado mediante el software Proteus Professional mostrado en la Figura 40, herramienta que permitió la construcción del esquemático eléctrico, la distribución de componentes en la PCB y la visualización tridimensional del módulo electrónico. Esta etapa conformó una fase fundamental dentro del proceso de evolución, por que facilitó la validación conceptual de las interconexiones eléctricas antes de la ejecución física del circuito.

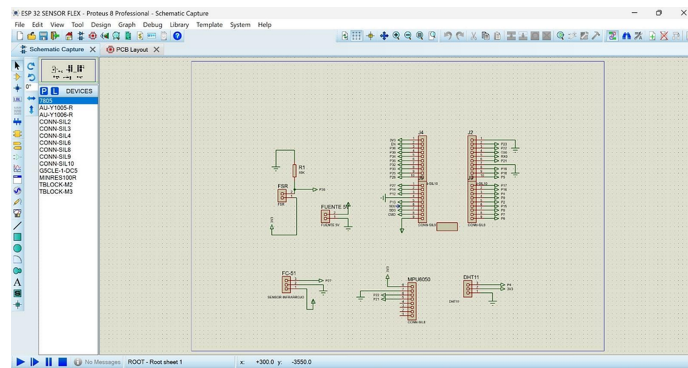


Figura 40: Diagrama esquemático del circuito desarrollado en Proteus. Fuente: Autor Propio.

La representación esquemática permitió verificar la correcta asignación de pines del microcontrolador ESP32, la distribución de líneas de alimentación, la referencia común de tierra y la integración funcional de los sensores FSR402, FC-51, MPU6050 y DHT11. Esta verificación previa, redujo la probabilidad de errores de conexión durante la etapa de construcción física. Posteriormente, el entorno de diseño permitió generar la vista de ruteo de pistas mostrado en la Figura 41, asegurando continuidad eléctrica, separación adecuada de señales y ausencia de conflictos de diseño.

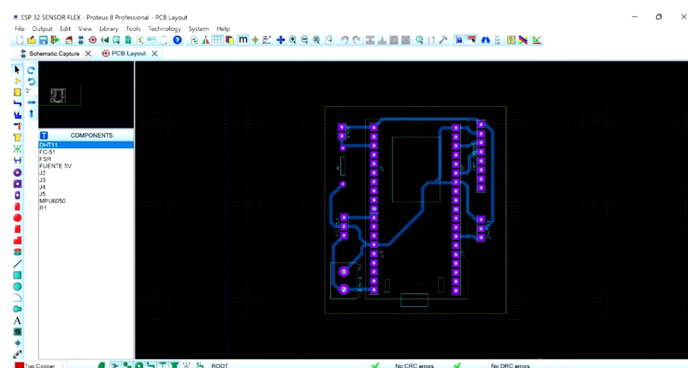


Figura 41: Distribución y ruteo de pistas del circuito electrónico. Fuente: Autor Propio.

Como complemento del proceso de diseño, se empleó la visualización tridimensional de la placa electrónica mostrada en la Figura 42. Esta facilitó la disposición física de conectores, módulos y puntos de interconexión. Además, permitió la planificación mecánica del montaje dentro del modelo anatómico de entrenamiento.

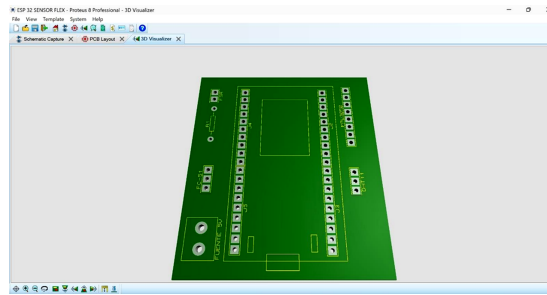


Figura 42: Visualización tridimensional de la PCB del sistema SimRCP generada en Proteus. Fuente: Autor Propio.

Finalmente, el diseño digital sirvió como guía directa para la construcción del circuito, permitiendo replicar la arquitectura previamente validada en software. La implementación física mantuvo la correspondencia con el diseño esquemático mostrado en Figura 72, obteniéndose un módulo electrónico funcional y eléctricamente estable.

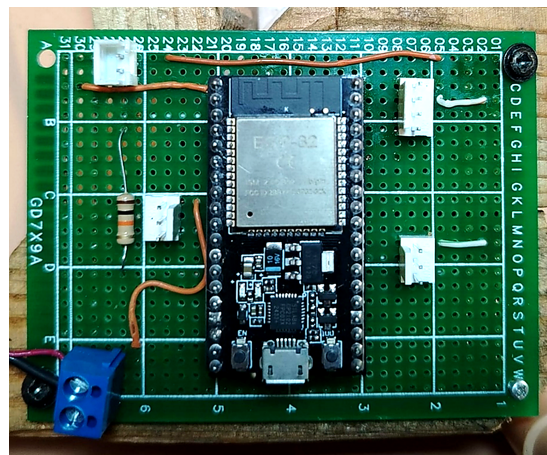


Figura 43: Implementación física final del circuito electrónico del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

VII-A3. Resultados de la programación y funcionamiento de la interfaz de apoyo: La programación de la interfaz de apoyo mostrado en la Figura 44 permitió establecer una comunicación funcional y estable entre el sistema físico y la aplicación móvil mediante (BLE). La aplicación, desarrollada en Flutter utilizando el lenguaje Dart, logró recibir y procesar correctamente los datos enviados por el ESP32, mostrando de forma continua la información generada durante la práctica. El uso de librerías BLE facilitó la gestión de la conexión, la recepción de notificaciones y el control del flujo de la sesión, permitiendo la ejecución completa del entrenamiento, desde la conexión inicial hasta la visualización final de los resultados, sin interrupciones durante el funcionamiento del sistema.

```

import 'dart:async';
import 'dart:convert';
import 'package:flutter/foundation.dart';
import 'package:flutter_blue_plus/flutter_blue_plus.dart';
import 'package:permission_handler/permission_handler.dart';

class BLEController {
  BluetoothDevice? _device;
  BluetoothCharacteristic? _notifyChar;

  final String deviceName = 'Gust(12345678-1234-1234-1234-1234567890)';
  final String deviceId = 'Gust(12345678-1234-1234-1234-1234567890)';
  final String notifyUuid = 'Gust(12345678-1234-1234-1234-1234567890)';

  void callback_onDataListener();

  bool _isConnecting = false;
  bool _userDisconnected = false;

  int _autoConnectAttempts = 0;
  Timer? _autoReconnectTimer;

  // ===== VARIABLES PARA UI =====
}

```

Figura 44: Estructura del controlador BLE implementado en la aplicación SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Adicionalmente, la interfaz de apoyo permitió organizar el flujo de la práctica de manera secuencial, gestionando etapas como la conexión al sistema, la visualización del entrenamiento y la presentación de resultados al finalizar la sesión. La aplicación respondió de forma coherente a los eventos enviados por el sistema físico como se muestra en la Figura 45, permitiendo identificar ejecuciones correctas e incorrectas durante la práctica, lo que confirma su funcionamiento como un componente operativo de apoyo al proceso de entrenamiento.



Figura 45: Visualización de métricas de desempeño y validación de eventos. Fuente: Autor Propio.

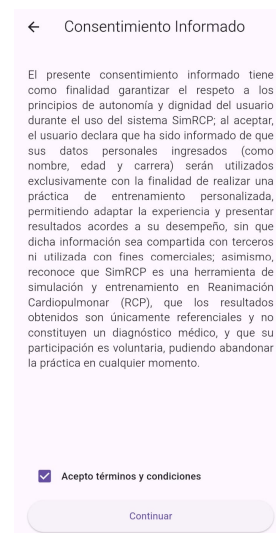
Resultados del funcionamiento de la interfaz de apoyo

La interfaz de apoyo permitió gestionar el flujo completo del entrenamiento, organizando las distintas etapas de la práctica y presentando al usuario la información necesaria en cada fase del proceso. La aplicación se estructuró de manera secuencial, lo que permitió una navegación ordenada desde el inicio hasta la finalización de la sesión de entrenamiento.

En la etapa inicial, la aplicación presentó una pantalla de bienvenida como se muestra en la Figura 46a que permitió al usuario identificar el sistema y dar inicio al flujo del entrenamiento. Esta pantalla requiere un último paso para poder comenzar con la sesión y es la conexión bluetooth presentada como un cuadro emergente y facilitando el acceso ordenado a las siguientes etapas de la práctica.



(a) Interfaz de inicio y establecimiento de conexión.



(b) Pantalla de consentimiento informado digital.

Figura 46: Secuencia inicial del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

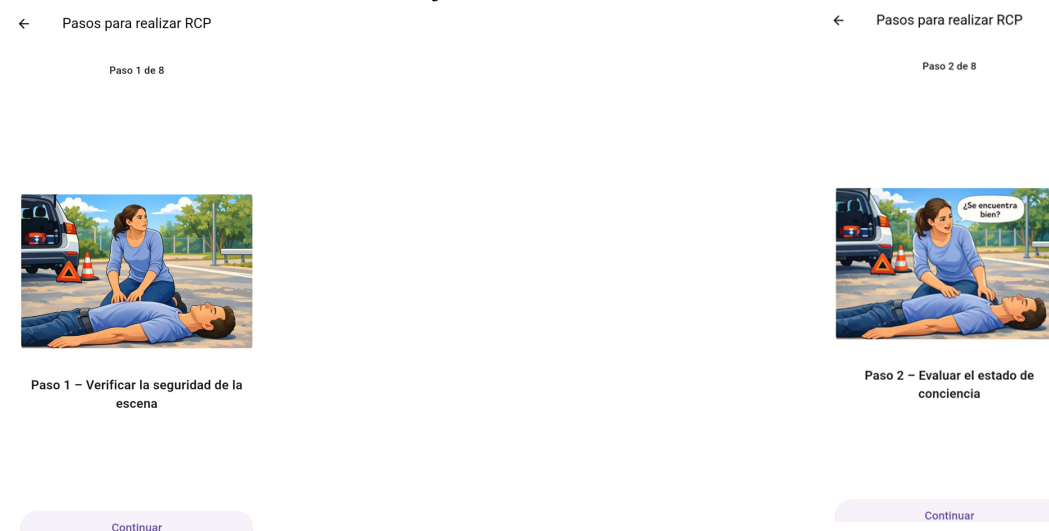
La etapa inicial de la aplicación define la configuración básica del entorno de entrenamiento, permitiendo estructurar el flujo operativo del sistema antes de iniciar la práctica. Esta fase garantiza la correcta secuenciación de los módulos y la coherencia en la interacción del usuario con el simulador.

Posteriormente, la aplicación mostró el consentimiento informado digital como se muestra en la Figura 46b, donde se presentó al usuario información relacionada con el propósito de la práctica y el uso de los datos generados durante la sesión. La aceptación de este consentimiento fue requerida para continuar con el entrenamiento, permitiendo el inicio de la práctica bajo criterios de responsabilidad y uso académico.

Una vez aceptado el consentimiento, la interfaz habilita el registro básico del usuario mostrado en la Figura 47, asociando la sesión de entrenamiento con datos generales de identificación. Este registro permitió vincular los resultados obtenidos con un perfil específico, sin interferir con el desarrollo de la práctica.

Figura 47: Interfaz de registro básico del usuario. Fuente: Autor Propio.

Antes del inicio de la práctica, la aplicación presenta material audiovisual instructivo relacionado con la correcta ejecución del RCP. Esta etapa permitió preparar al usuario y reforzar la técnica previa a la ejecución de las maniobras. El primer paso es verificar la seguridad de la escena como se muestra en la Figura 48a, este apartado refuerza la evaluación del entorno antes de la ejecución de las maniobras de RCP.



(a) Verificación de la seguridad de la escena.

(b) Evaluación del estado de conciencia.

Figura 48: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Se integró en el segundo paso, la evaluación del estado de conciencia mostrado en la Figura 48b, asegurando que el usuario reconozca la necesidad de comprobar la respuesta de la víctima antes de ejecutar maniobras posteriores. Dentro de la secuencia instructiva de la aplicación, se implementó el tercer paso, que consiste en activar el sistema de emergencias como se observa en la Figura 49a. La inclusión de este paso refuerza la necesidad de solicitar asistencia especializada dentro de la dinámica del entrenamiento.



Figura 49: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Como parte del módulo instructivo de la aplicación, se incorporó el cuarto paso, abrir la vía aérea (Maniobra frente-mentón) como se aprecia en la Figura 49b, con este paso se asegura que el usuario identifique correctamente la acción correspondiente a la permeabilización de la vía aérea. Dentro de la estructura instructiva de la aplicación, se implementó el quinto paso, verificar la respiración, en este paso se consolida la evaluación del estado respiratorio de la víctima, como condición previa a la ejecución de las maniobras de RCP tal cual como se observa en la Figura 50a.

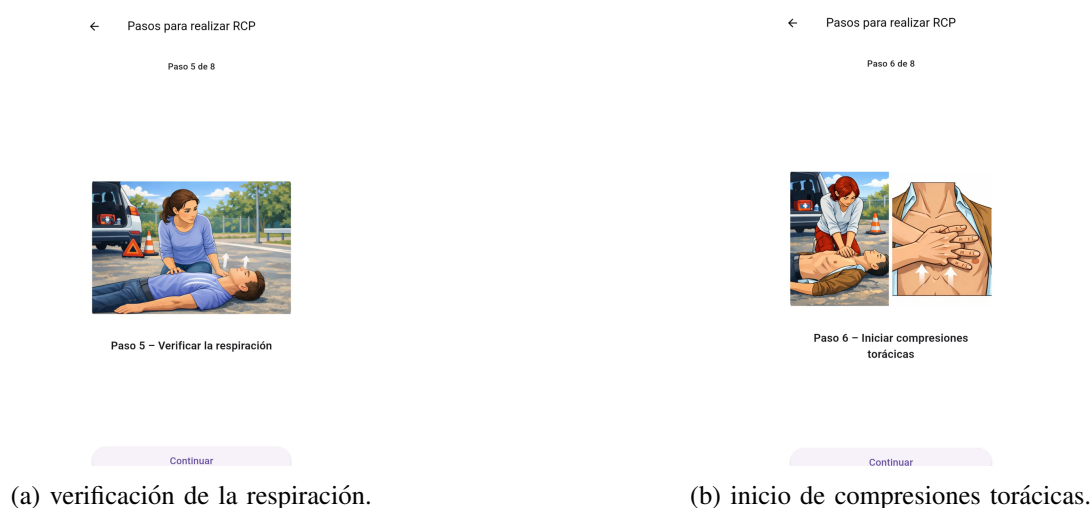


Figura 50: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Como parte de la secuencia instructiva implementada en la aplicación, se incorporó el sexto paso que consiste

en iniciar compresiones torácicas, la inclusión de este apartado consolida el inicio de la interacción práctica del usuario con el simulador mostrado en la Figura 50b.

En el séptimo paso se administran las ventilaciones de rescate. Tal como se observa en la Figura 51a es importante la ejecución de las ventilaciones como parte de la práctica simulada, recordando al usuario la necesidad de insuflar aire de forma controlada dentro de la secuencia operativa del procedimiento.



(a) administración de ventilaciones de rescate.

(b) mantenimiento del ciclo continuo de compresiones y ventilaciones.

Figura 51: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Como parte final del módulo instructivo de la aplicación, el octavo paso, trata acerca de mantener el ciclo de RCP. En este paso, la aplicación indica la necesidad de conservar el ciclo de RCP, definido por la ejecución de 30 compresiones y 2 ventilaciones, hasta que se produzca una condición de finalización, como la llegada de ayuda especializada o la fatiga física del reanimador. Tal como se muestra en la Figura 51b, este apartado asegura que el usuario comprenda la continuidad del procedimiento dentro del flujo general de la simulación.

La interfaz presentó una pantalla introductoria con indicaciones visuales y auditivas orientadas a explicar la correcta ubicación de las manos sobre la región de compresión, como se muestra en la Figura 52a. En esta etapa, la aplicación guía al usuario en el ajuste de la posición hasta que el sistema detecte el apoyo correcto de ambas manos, habilitando el inicio de la práctica.

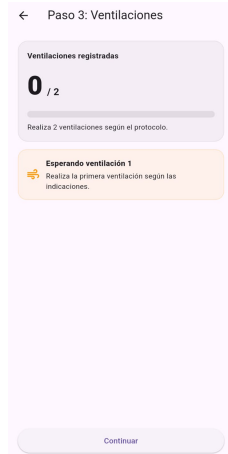


(a) Indicación para la correcta ubicación de las manos.

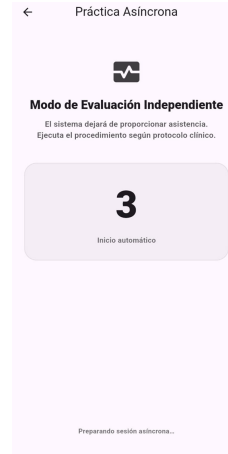
(b) Pantalla de seguimiento de las compresiones realizadas.

Figura 52: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Una vez validada la posición de las manos, la aplicación sigue con la fase 1 paso 2 al inicio de la etapa de compresiones torácicas donde se emplea un contador de compresiones que se puede visualizar en la Figura 52b. En esta fase, la interfaz muestra el ritmo de ejecución mediante un metrónomo y refleja el estado de la práctica conforme avanza la sesión, permitiendo identificar la realización de compresiones válidas. En la fase correspondiente a las ventilaciones, la interfaz presenta instrucciones temporizadas que permiten completar el ciclo básico de reanimación como se observa en la Figura 53a, manteniendo la continuidad del entrenamiento sin interrupciones.



(a) Interfaz correspondiente a la fase de ventilaciones

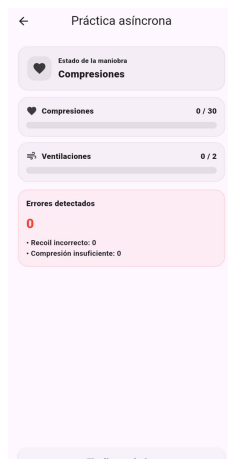


(b) Interfaz de transición hacia la práctica autónoma

Figura 53: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Posterior a la finalización de la fase de ventilación, la aplicación presenta una interfaz de transición hacia el modo de práctica autónoma. En esta etapa, el sistema notifica al usuario el cambio de modalidad operativa, indicando la suspensión de la asistencia interactiva y estableciendo el inicio de la evaluación independiente, tal como se visualiza en la Figura 53b.

Una vez concluida la fase de transición, la aplicación presenta la interfaz correspondiente al modo de práctica autónoma, donde el usuario ejecuta las maniobras sin asistencia guiada del sistema. En esta etapa, la interfaz permite visualizar en tiempo real el estado de la maniobra, así como el progreso de compresiones, ventilaciones y errores detectados, tal como se muestra en la Figura 54a.



(a) Pantalla de evaluación autónoma del entrenamiento



(b) Interfaz de resultados del modo de evaluación

Figura 54: Secuencia de pasos iniciales del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

Al finalizar la práctica asíncrona, la aplicación presenta la interfaz de resultados, donde se consolidan los parámetros de desempeño registrados durante la ejecución de las maniobras. Tal como se muestra en la Figura 54b. Esta implementación permite visualizar de forma estructurada el comportamiento del entrenamiento, evidenciando la capacidad del sistema para clasificar eventos, contabilizar maniobras y desglosar los tipos de error detectados.

VII-B. resultados de la validación experimental

La fase de validación experimental consistió en el planteamiento y ejecución de una práctica guiada de RCP utilizando el sistema SimRCP. Completando posteriormente la encuesta de evaluación de satisfacción. La muestra resulta adecuada para una validación preliminar de prototipos tecnológicos en contextos académicos, donde el objetivo principal es analizar tendencias de aceptación y detectar posibles aspectos de mejora.

El método de análisis de los resultados obtenidos en la encuesta se fundamentó en técnicas de estadística descriptiva. Dado que las respuestas corresponden a una escala Likert, se empleó la media aritmética como medida de tendencia central, permitiendo sintetizar la valoración global de cada ítem evaluado, la media se calculó mediante la siguiente expresión.

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^k f_i x_i}{n} \quad (5)$$

Donde:

- \bar{X} representa la media aritmética.
- f_i corresponde a la frecuencia de cada categoría de respuesta.
- x_i representa el valor numérico asignado a la categoría.
- n indica el número total de respuestas.

VII-B1. Resultados de la evaluación de satisfacción: En este apartado se presentan los resultados obtenidos a partir de la encuesta de satisfacción aplicada posterior a la practica del sistema SimRCP. Propuesta en la sección de metodología.

Para cada pregunta se incluyen las frecuencias de respuestas. Lo que permite observar el nivel de aceptación, percepción de utilidad y facilidad de uso del sistema por parte de los participantes. Estas gráficas permiten visualizar de manera clara la tendencia general y facilitan la interpretación de los resultados obtenidos.

Ítem 1. Funciona

1. El simulador presentó un funcionamiento adecuado durante la práctica
20 respuestas

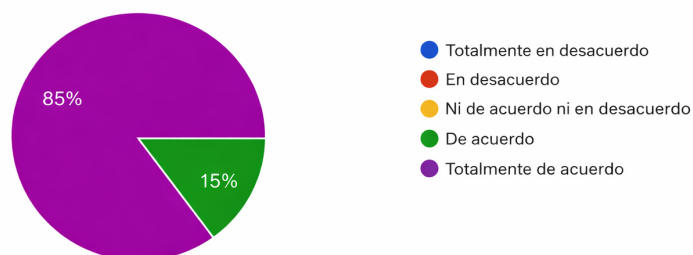


Figura 55: Distribución porcentual sobre las respuestas del funcionamiento durante la práctica. Fuente: Autor Propio.

La distribución de respuestas correspondiente al funcionamiento adecuado del simulador durante la práctica se presenta en la Figura 55. Se observa una predominancia de valoraciones positivas, concentrándose la mayoría de las respuestas en las dos categorías superiores de la escala Likert.

$$\bar{x} = \frac{(17 \cdot 5) + (3 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,85$$

El valor de la media obtenido indica que los participantes percibieron un buen funcionamiento del equipo durante la práctica. La tendencia de los datos observada sugiere que el proyecto tuvo una buena acogida durante sus pruebas de funcionamiento.

Ítem 2. Retroalimentación del sistema SimRCP

2. La retroalimentación proporcionada por el sistema SimRCP fue clara y oportuna
20 respuestas

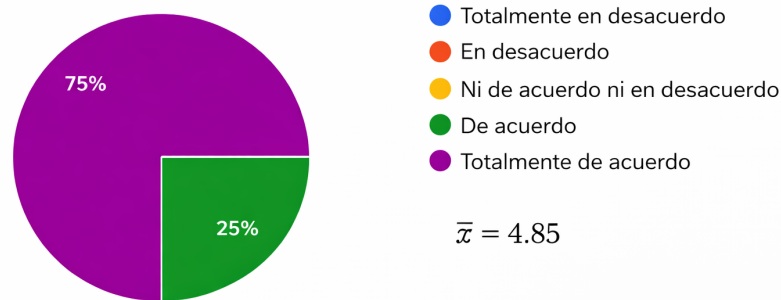


Figura 56: Distribución porcentual de las respuestas sobre la retroalimentación del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

La Figura 56 muestra la distribución de respuestas relacionadas con la claridad de la retroalimentación que la aplicación otorga durante la práctica. Los resultados evidencian que existe concentración en las dos categorías más altas de la encuesta.

$$\bar{x} = \frac{(15 \cdot 5) + (5 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,75$$

Este resultado sugiere que la retroalimentación dada por el sistema fue considerada altamente precisa y comprensible, reduciendo el porcentaje de error durante la ejecución de la práctica.

ítem 3. Interpretación de la información en la aplicación

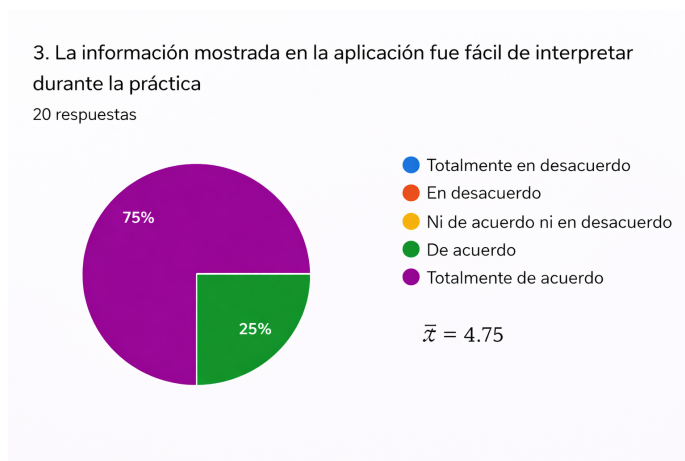


Figura 57: Distribución porcentual sobre la comprensión de la información. Fuente: Autor Propio.

Los resultados presentados en la Figura 57 evidencian una fuerte tendencia hacia la valoración máxima de la escala. Esto evidencia que los usuarios comprendieron asertivamente las directrices de navegación y la dinámica de interacción entre el simulador y la aplicación.

$$\bar{x} = \frac{(15 \cdot 5) + (5 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,75$$

El promedio máximo obtenido refleja una percepción altamente favorable en relación con la interpretación de la información presentada por la aplicación, aspecto clave para sistemas de interacción intuitiva.

Item 4. El simulador cumplió eficazmente el entrenamiento RCP

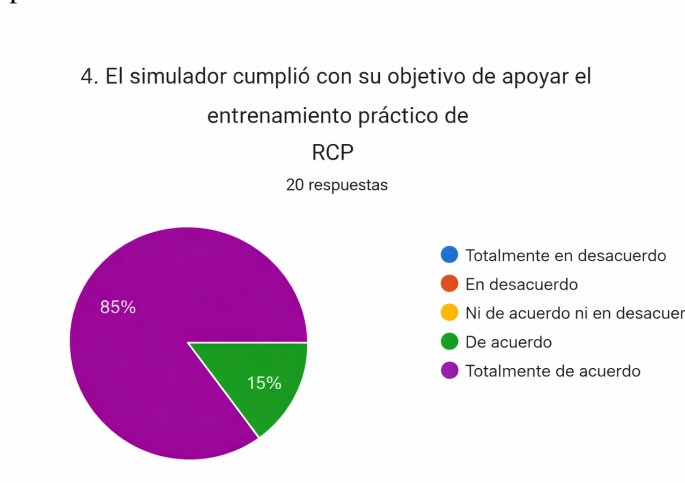


Figura 58: Distribución porcentual de las respuestas sobre el cumplimiento del objetivo del simulador. Fuente: Autor Propio.

Según la distribución de respuestas mostrada en la Figura 58, la totalidad de las encuestas realizada por los participantes, manifestó una valoración positiva respecto al apoyo del entrenamiento práctico que brinda el equipo.

$$\bar{x} = \frac{(17 \cdot 5) + (3 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,85$$

El valor promedio obtenido ($\bar{x} = 4,85$) confirma una tendencia claramente favorable hacia el cumplimiento del objetivo del simulador. La concentración de respuestas en las categorías superiores de la escala evidencia un alto nivel de aceptación respecto a su capacidad para apoyar el entrenamiento práctico. La ausencia de valoraciones negativas o neutrales refuerza la consistencia de la percepción positiva entre los participantes.

Desde una perspectiva cuantitativa, el predominio del 85 % en la categoría Totalmente de acuerdo indica que la mayoría de los usuarios reconoce plenamente que el sistema cumple con su propósito formativo. El 15 % restante, correspondiente a la opción “De acuerdo”, mantiene igualmente una valoración favorable, aunque con un nivel ligeramente menor de contundencia. En conjunto, estos resultados permiten afirmar que el sistema demuestra coherencia entre su diseño funcional y el objetivo académico planteado, validando su pertinencia como herramienta de enseñanza.

Item 5. Utilidad de la retroalimentación en el sistema

5. La retroalimentación del sistema me permitió identificar y corregir errores en mi técnica
20 respuestas

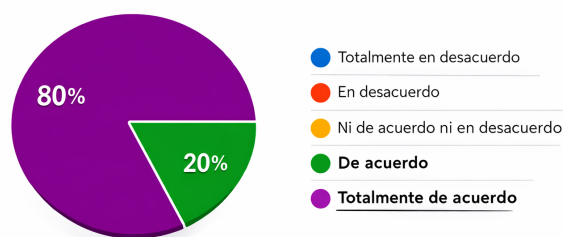


Figura 59: Distribución porcentual sobre la efectividad de la retroalimentación. Fuente: Autor Propio.

La Figura 59 presenta la distribución de respuestas sobre la utilidad de la retroalimentación proporcionada por el sistema. Se observa que la totalidad de las respuestas se concentran en categorías más altas, esto sugiere que el mecanismo de retroalimentación implementado cumple su función de guía dentro del proceso del entrenamiento.

$$\bar{x} = \frac{(16 \cdot 5) + (4 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,80$$

Con base a los resultados obtenidos, se entiende que la retroalimentación es útil para la identificación y corrección errores ocasionados por el usuario. Este instrumento que forma parte del diseño de la estructura del sistema, consolida a la aplicación como una herramienta de apoyo pedagógico.

Item 6. Efectividad frente

6. Considero que este sistema es más efectivo que una práctica sin retroalimentación tecnológica
20 respuestas

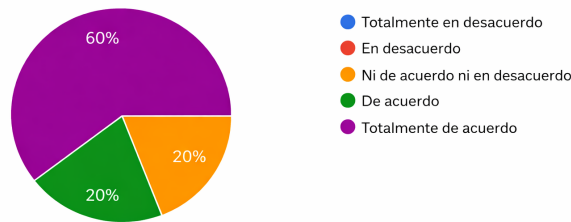


Figura 60: Distribución porcentual de las respuestas sobre efectividad. Fuente: Autor Propio.

La distribución de respuestas mostrada en la Figura 60 evidencia una clara concentración en las categorías superiores de la escala Likert; estos resultados evidencian un comportamiento con una tendencia favorable hacia la incorporación de retroalimentación tecnológica dentro del proceso de entrenamiento.

$$\bar{x} = \frac{(12 \cdot 5) + (4 \cdot 4) + (4 \cdot 3)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,40$$

Este valor obtenido de la encuesta, indica que los participantes perciben al sistema SimRCP como una herramienta más efectiva en comparación con una práctica tradicional sin retroalimentación tecnológica.

Item 7. Impacto del simulador en la comprensión de la técnica de RCP

7. Después de utilizar el simulador, entiendo mejor la técnica correcta de compresiones y ventilación en RCP
20 respuestas

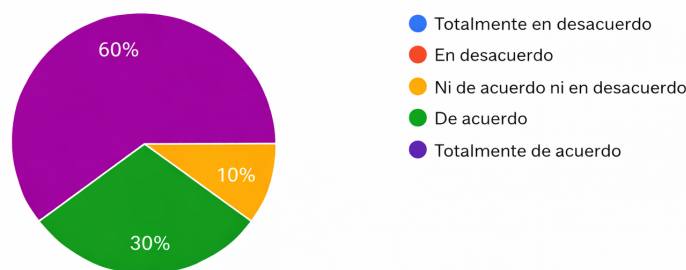


Figura 61: Distribución porcentual de las respuestas sobre una mejor comprensión de la técnica de RCP tras el uso del simulador. Fuente: Autor Propio.

Conforme a los resultados presentados en la Figura 61, la tendencia de respuestas se concentra mayormente en categorías favorables, solo un grupo reducido se declinó por la opción neutral. Esto demuestra una aceptación

favorable del simulador en cuanto a la comprensión técnica del procedimiento del RCP.

$$\bar{x} = \frac{(12 \cdot 5) + (6 \cdot 4) + (2 \cdot 3)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,50$$

Los resultados obtenidos en este ítem evidencian un impacto positivo del simulador en la autoconfianza de los participantes. El 65 % manifestó estar “Totalmente de acuerdo” con la afirmación, lo que indica que una mayoría significativa percibe un aumento sólido en su seguridad para ejecutar RCP en una situación real tras la práctica. Asimismo, el 25 % seleccionó la opción “De acuerdo”, reforzando la tendencia favorable hacia el fortalecimiento de la confianza operativa. Estos porcentajes sugieren que la retroalimentación inmediata y la estructura guiada del sistema contribuyen no solo a la adquisición de conocimientos técnicos, sino también a la reducción de la incertidumbre asociada a la ejecución de la maniobra.

Por otro lado, el 10 % se mantuvo en una posición neutral, lo cual puede interpretarse como un nivel intermedio de seguridad o como la necesidad de mayor repetición práctica para consolidar completamente la confianza adquirida. Este comportamiento es esperado en procesos formativos iniciales, donde la experiencia directa aún se encuentra en etapa de consolidación.

Item 8. Incremento de la confianza para aplicar RCP

8. Me siento más seguro(a) de realizar RCP en una situación real después de esta práctica
20 respuestas

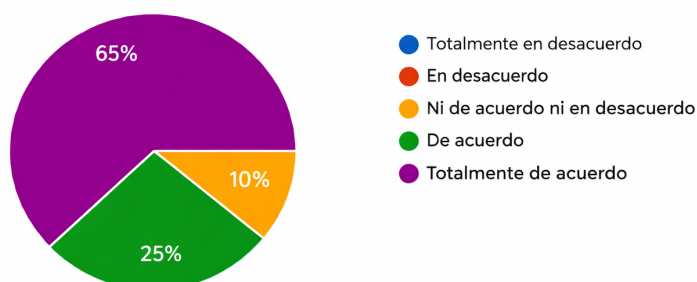


Figura 62: Distribución porcentual de las respuestas sobre el incremento de la seguridad para realizar RCP. Fuente: Autor Propio.

La Figura 62 evidencia una tendencia favorable en las categorías positivas de la encuesta, y además se observa presencia limitada de respuestas neutrales y la ausencia de valoraciones negativas, la cual hace referencia al impacto positivo que genera realizar la práctica.

$$\bar{x} = \frac{(13 \cdot 5) + (5 \cdot 4) + (2 \cdot 3)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,55$$

Los resultados obtenidos en este ítem evidencian un impacto positivo del simulador en la autoconfianza de los participantes. El 65 % manifestó estar “Totalmente de acuerdo” con la afirmación, lo que indica que una mayoría significativa percibe un aumento sólido en su seguridad para ejecutar RCP en una situación real tras la práctica. Asimismo, el 25 % seleccionó la opción “De acuerdo”, lo que refuerza la tendencia favorable hacia el fortalecimiento de la confianza operativa. Por otro lado, el 10 % se mantuvo en una posición neutral, lo que puede interpretarse como un nivel moderado de seguridad o como la necesidad de mayor exposición práctica para consolidar plenamente la confianza. En conjunto, estos resultados sugieren que el sistema no solo contribuye a la comprensión técnica, sino también al fortalecimiento de la percepción de preparación ante escenarios reales.

Ítem 9. Aceptación del simulador para futuras prácticas

9. Utilizaría nuevamente este simulador para reforzar mi aprendizaje

20 respuestas

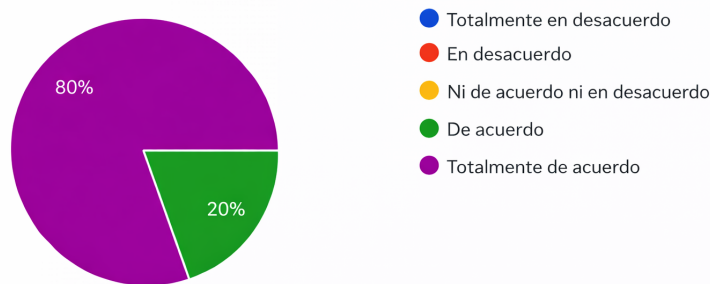


Figura 63: Distribución porcentual de las respuestas sobre la disposición a reutilizar el sistema para entrenamiento en RCP. Fuente: Autor Propio.

La distribución presentada en la Figura 63 muestra una tendencia claramente favorable respecto al impacto del entrenamiento en la confianza del usuario, además no se registran respuestas en categorías inferiores ni en posición neutral, lo que evidencia una postura consistente respecto a la aceptación del sistema.

$$\bar{x} = \frac{(16 \cdot 5) + (4 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,80$$

El promedio obtenido indica una valoración favorable sobre la aceptación y continuidad de uso del sistema, enfocándose principalmente en procesos académicos o programas de capacitación en reanimación cardiopulmonar.

Item 10. Recomendación del sistema como herramienta de apoyo académico

9. Utilizaría nuevamente este simulador para reforzar mi aprendizaje

20 respuestas

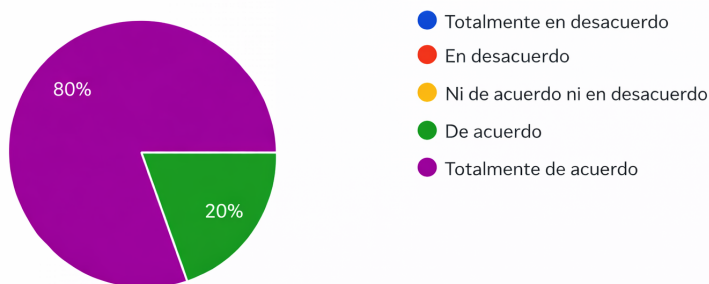


Figura 64: Distribución porcentual de las respuestas sobre aceptación del sistema para su implementación académica. Fuente: Autor Propio.

La evaluación de respuestas correspondientes a esta esta pregunta se representa en la Figura 64, se observa una clara predominancia de valoraciones favorables, además no se registraron posiciones neutrales ni valoraciones desfavorables, por lo que se evidencia una postura positiva respecto a la recomendación del sistema.

$$\bar{x} = \frac{(16 \cdot 5) + (4 \cdot 4)}{20}$$

$$\bar{x} = 4,80$$

Este resultado respalda la viabilidad del sistema SimRCP como un recurso tecnológico aplicable en contextos de formación académica. La intención mayoritaria de recomendación sugiere que el sistema cumple con criterios de aceptación dentro del ámbito educativo, posicionándose como un equipo de enseñanza orientado al entrenamiento práctico y al fortalecimiento de competencias técnicas.

VIII. CRONOGRAMA

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la Tabla 65.

TEMA: DESARROLLO DE UN SIMULADOR EDUCATIVO BIOMÉDICO CON RETROALIMENTACIÓN GUIADA PARA EL ENTRENAMIENTO DEL RCP		MESES												
ALUMNOS		JAIME IVÁN SANDOVAL TORRES, JOEL ALESSANDRO VERA SAA												
OBJETIVO GENERAL		DESARROLLAR UN SISTEMA DE RETROALIMENTACIÓN PARA LA CALIDAD DE LAS COMPRESIONES TORÁCICAS EN RCP MEDIANTE SENSORES Y PROCESAMIENTO DE DATOS, CON EL FIN DE MEJORAR EL APRENDIZAJE Y LA TÉCNICA DEL USUARIO.												
ACTIVIDAD		RESPONSABLE	8	9	10	11	12	1						
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN	DEFINICIÓN DEL TÍTULO DEL ANTEPROYECTO DE INVESTIGACIÓN	SANDOVAL-VERA	█											
	DEFINICIÓN DE PROBLEMÁTICA	SANDOVAL-VERA	█	█										
	JUSTIFICACIÓN	SANDOVAL-VERA		█	█									
	OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS	SANDOVAL-VERA		█	█									
	MARCO TEÓRICO	SANDOVAL-VERA			█	█								
	METODOLOGÍA	SANDOVAL-VERA			█	█								
	PRESUPUESTO EN BASE AL PROYECTO A IMPLEMENTAR	SANDOVAL-VERA				█	█							
	DEFINIR FUNCIONES, SENSORES Y PARÁMETROS DE MEDICIÓN	SANDOVAL-VERA					█	█						
	DISÑO DEL CIRCUITO, COMPONENTES Y ESTRUCTURA INTERNA	SANDOVAL-VERA						█	█					
	DISEÑO Y DESARROLLO DE PROTOTIPO	INTEGRAR SENSORES Y PROGRAMAR LA LECTURA Y PROCESAMIENTO DE LOS DATOS	SANDOVAL-VERA							█	█			
ALMACENAMIENTO DE LOS DATOS		SANDOVAL-VERA								█	█			
DISEÑAR INTERFAZ, CONEXIÓN CON EL PROTOTIPO Y VISUALIZACIÓN DE MÉTRICAS RCP		SANDOVAL-VERA									█	█		
VERIFICAR FUNCIONAMIENTO GENERAL Y AJUSTAR LA PRECISION DEL SISTEMA		SANDOVAL-VERA										█	█	
PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO A TRAVÉS DE PRÁCTICAS CON PROFESIONALES Y ESTUDIANTES		SANDOVAL-VERA											█	█
		SANDOVAL-VERA												█

Figura 65: Cronograma de actividades

IX. PRESUPUESTO

Tabla XI: Presupuesto

Descripción	Cantidad	Ingresos	Egresos
Recursos estimado	1	3.000\$	
Horas de trabajo	350 horas		2.300\$
Instrumentación electrónicos (Multímetro)	1		40 \$
Papelería	1		60 \$
Modulo externo en 3D	1		25\$
Impresión de PCB	1		46 \$
Baterías de litio	2		7 \$
Modulo cargador de baterías de litio	1		19 \$
ESP32-WROOM-32E	1		22\$
Modulo de 6 ejes MPU-6050	1		16 \$
Camara inalámbrica	1		25 \$
TOTAL			2.659\$

X. CONCLUSIONES

El simulador implementado, compuesto por un modelo anatómico y una aplicación móvil interactiva, permitió cumplir los objetivos planteados en el trabajo de titulación, demostrando la viabilidad técnica y pedagógica de integrar sensores electrónicos con una interfaz digital para el entrenamiento en RCP. Sin embargo, durante la fase de implementación física se presentaron limitaciones importantes. Una de las principales dificultades estuvo relacionada con el hecho de que el simulador anatómico utilizado está en calidad de préstamo, esto limitó significativamente la posibilidad de realizar modificaciones estructurales internas, perforaciones o redistribuciones permanentes de componentes. Como consecuencia, la colocación de sensores debió adaptarse a la geometría interna existente, limitando la optimización mecánica, la organización del cableado y el diseño ideal del sistema. Además la integración de los sensores para la medición de parámetros técnicos asociados a la maniobra de RCP. La incorporación del sensor FSR402 permitió evaluar la presión ejercida durante las compresiones torácicas, mientras que el FC-51 facilitó la detección del recoil, no obstante, para la detección de ventilaciones, se presentaron inconvenientes con el sensor DHT11, el cual no fue diseñado para medición directa de flujo de aire. Su frecuencia de muestreo limitada y su tiempo de respuesta relativamente alto dificultaron la detección precisa de las dos ventilaciones dentro del intervalo clínico requerido. Como alternativa, se desarrolló una estrategia de programación basada en la variación de temperatura y humedad generada por el aliento del usuario, logrando un funcionamiento estable.

El desarrollo de la app: representó un desafío académico significativo, ya que se utilizó Visual Studio Code (VS Code) junto con el framework Flutter, herramientas que no habían sido abordadas previamente dentro de la formación universitaria. La implementación de esta tecnología implicó un proceso de aprendizaje autónomo, fortaleciendo competencias en programación multiplataforma, estructuración de interfaces, gestión de estados y comunicación BLE. El uso de esta plataforma no solo permitió el desarrollo exitoso de la aplicación SimRCP, sino que también amplió las habilidades profesionales en el ámbito del desarrollo de software aplicado a dispositivos biomédicos. También aplicación desarrollada demostró un desempeño sólido en la lectura de datos provenientes de los sensores, permitiendo la recepción, procesamiento y visualización de información en tiempo real. La implementación de la comunicación BLE posibilitó mostrar parámetros como compresiones detectadas, retroalimentación inmediata y métricas de desempeño de forma dinámica en pantalla, lo cual constituye uno de los aportes más relevantes del sistema. Esta capacidad de monitoreo en tiempo real fortalece el proceso de aprendizaje, por que el usuario puede identificar errores técnicos de manera inmediata y corregirlos durante la práctica.

La legitimación funcional del simulador se llevó a cabo mediante una fase de experimentación con usuarios, permitiendo contrastar el correcto funcionamiento del sistema en condiciones reales de uso. Los hallazgos obtenidos pusieron de manifiesto que el dispositivo es capaz de registrar el desempeño del usuario, identificar errores técnicos y proporcionar retroalimentación, cumpliendo así con el propósito de apoyar el entrenamiento en RCP dentro de un entorno académico controlado. En conjunto, el sistema SimRCP evidenció estabilidad operativa, integración efectiva entre hardware y software, y una arquitectura funcional que permite el entrenamiento práctico con retroalimentación cuantificable. Si bien existieron limitaciones estructurales y técnicas, estas no impidieron el cumplimiento de los objetivos planteados, sino que aportaron experiencia técnica y criterio de mejora para futuras versiones del prototipo.

XI. RECOMENDACIONES

Considerando que el dispositivo de simulación anatómica utilizado en el presente proyecto está en calidad de préstamo, se recomienda diseñar y construir un modelo anatómico, que cumpla con todas las especificaciones necesarias para la integración correcta de los sensores. Debido a lo mencionado un diseño estructural personalizado permitiría determinar con precisión la colocación idónea de cada sensor, incorporar soportes internos para la fijación estable de todos los sensores y optimizar la distribución del cableado interno. Además, se sugiere implementar un sistema de alimentación completamente integrado dentro del maniquí, eliminando la presencia de cables externos molestos, con el objetivo de incrementar la seguridad y portabilidad del equipo.

Se considera pertinente migrar el circuito actual hacia una placa PCB diseñada de manera profesional, incorporando componentes de protección eléctrica. Esto permitirá una mejor organización de las pistas, reducción de interferencias o ruido eléctrico, mayor durabilidad mecánica y un diseño más compacto del sistema. Asimismo, se sugiere la incorporación de un sensor de flujo de aire, por que permitiría detectar directamente el volumen y la intensidad del aire insuflado durante cada ventilación, garantizando mayor precisión y una respuesta inmediata dentro del intervalo clínico requerido. Esta mejora optimizaría el desempeño general del sistema, debido a que la exactitud en la medición impacta directamente en la calidad de la retroalimentación proporcionada al usuario, asegurando una evaluación más objetiva y alineada con los estándares técnicos de la maniobra de RCP.

Se proyecta como línea de mejora incorporar un sistema de almacenamiento en la nube dentro de la aplicación SimRCP, para guardar los reportes de los resultados de cada práctica, esto permitirá llevar un seguimiento evolutivo del desempeño del usuario y hacer comparaciones históricas de métricas.

Se propone promover la implementación del sistema SimRCP en instituciones educativas como herramienta complementaria de formación en primeros auxilios y reanimación cardiopulmonar. La capacitación práctica con retroalimentación tecnológica contribuye a mejorar la comprensión técnica, incrementar la confianza del estudiante y reducir errores durante la ejecución de la maniobra, lo que podría generar un impacto positivo en la preparación de la población ante situaciones de emergencia y fortalecer los programas de formación en salud.

REFERENCIAS

- [1] N. du Plessis, G. Lamacraft y G. Joubert, «Training, knowledge, experience and perceptions regarding cardiopulmonary resuscitation of doctors at an academic hospital in central South Africa,» *African Journal of Emergency Medicine*, vol. 12, n.º 4, págs. 344-351, 2022.
- [2] A. Nicolau, I. Jorge, P. Vieira-Marques y C. Sa-Couto, «Influence of Training With Corrective Feedback Devices on Cardiopulmonary Resuscitation Skills Acquisition and Retention: Systematic Review and Meta-Analysis,» *JMIR Medical Education*, vol. 10, e59720, 2024.
- [3] J. Silverplats, M.-L. S. Källestedt, P. Wagner, A. Ravn-Fischer, B. Äng y A. Strömsöe, «Theoretical knowledge and self-assessed ability to perform cardiopulmonary resuscitation: a survey among 3044 healthcare professionals in Sweden,» *European Journal of Emergency Medicine*, vol. 27, n.º 5, págs. 368-372, 2020.
- [4] J. T. Niemann, «Cardiopulmonary resuscitation,» *New England Journal of Medicine*, vol. 327, n.º 15, págs. 1075-1080, 1992.
- [5] M. S. Eisenberg y T. J. Mengert, «Cardiac resuscitation,» *New England Journal of Medicine*, vol. 344, n.º 17, págs. 1304-1313, 2001.
- [6] B. Long y M. Gottlieb, «Emergency medicine updates: Cardiopulmonary resuscitation,» *The American Journal of Emergency Medicine*, 2025.
- [7] A. Goyal, B. Singh y P. H. Patel. «Cardiopulmonary Resuscitation.» StatPearls Publishing, NCBI Bookshelf, visitado 30 de nov. de 2025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470402/>.
- [8] M. Del Rios et al., «Part 1: Executive Summary: 2025 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,» *Circulation*, vol. 152, n.º 16_suppl_2, S284-S312, 2025.
- [9] J. G. Wigginton et al., «Part 9: Adult Advanced Life Support: 2025 American Heart Association Guidelines for Cardiopulmonary Resuscitation and Emergency Cardiovascular Care,» *Circulation*, vol. 152, n.º 16_suppl_2, S538-S577, 2025.
- [10] J. Prego Petit, «Manejo inicial de la RCP. Soporte vital básico (SVB),» *Arch Pediatr Urug*, vol. 76, n.º 4, págs. 319-325, 2005.
- [11] D. R. Haase y H. S. Shaikh, «Anatomy of the ribs, sternum, and costal margin,» *Journal of Orthopaedic Trauma*, vol. 38, n.º 12S, S1-S6, 2024.
- [12] J. A. García-Porrero y J. M. Hurlé, *Anatomía humana*. McGraw-Hill Interamericana, 2005.
- [13] H. Blomberg, R. Gedeborg, L. Berglund, R. Karlsten y J. Johansson, «Poor chest compression quality with mechanical compressions in simulated cardiopulmonary resuscitation: a randomized, cross-over manikin study,» *Resuscitation*, vol. 82, n.º 10, págs. 1332-1337, 2011.
- [14] R.-J. Gazmuri y J.-A. Álvarez-Fernández, «Tendencias en resucitación cardiopulmonar,» *Medicina Intensiva*, vol. 33, n.º 1, págs. 31-39, 2009.
- [15] T. K. Rajab, C. N. Pozner, C. Conrad, L. H. Cohn y J. D. Schmitto, «Technique for chest compressions in adult CPR,» *World Journal of Emergency Surgery*, vol. 6, n.º 1, pág. 41, 2011.
- [16] J. Moradicheghamahi, G. Fortuny, J. M. López, D. Puigjaner, J. Herrero e Y. Azeli, «The effect of thoracic dimensions on compression depth during cardiopulmonary resuscitation,» *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering*, vol. 39, n.º 7, e3718, 2023.
- [17] C.-L. Kao, J.-Y. Tsou, M.-Y. Hong, C.-J. Chang, F.-C. Su y C.-H. Chi, «Effect of thoracic stiffness on chest compression performance-A prospective randomized crossover observational manikin study,» *Heliyon*, vol. 8, n.º 10, 2022.
- [18] M. Zuercher et al., «Leaning during chest compressions impairs cardiac output and left ventricular myocardial blood flow in piglet cardiac arrest,» *Critical Care Medicine*, vol. 38, n.º 4, págs. 1141-1146, 2010.
- [19] J. Smereka et al., «The effect of chest compression frequency on the quality of resuscitation by life-guards. A prospective randomized crossover multicenter simulation trial,» *Cardiology Journal*, vol. 26, n.º 6, págs. 769-776, 2019.
- [20] D. Acuña y N. Gana, «Manual de RCP básico y avanzado,» *Pontificia Universidad Católica de Chile*, 2020.

- [21] M. Preuß et al., «Using an audiovisual feedback device improves cardiopulmonary resuscitation performance during day and night — a randomized controlled simulation study,» *BMC Emergency Medicine*, vol. 25, n.º 1, pág. 239, 2025, Accedido: 2025-11-22. DOI: 10.1186/s12873-025-01249-1. visitado 22 de nov. de 2025. dirección: <https://bmccemergmed.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12873-025-01249-1>.
- [22] B. R. Cazares-Cadena, K. T. León-Lincango, C. P. Rivera-Paspuel y D. M. Hernández-Baquero, «Las competencias del docente en el Aprendizaje de la formación de los estudiantes del sector Salud de la Universidad Central Del Ecuador,» *Revista Científica Arbitrada de Investigación en Comunicación, Marketing y Empresa (REICOMUNICAR)*, vol. 7, n.º 14, págs. 853-870, 2024.
- [23] M. S. De Leon Ramirez, «Efectividad de realidad virtual en el conocimiento y habilidades de RCP en estudiantes de Enfermería,» Trabajo de titulación / tesis, Tesis de mtría., Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, 2022.
- [24] American Red Cross, *Prepárese — cuando los minutos importan*, Accedido: 2025-11-22, 2023. visitado 22 de nov. de 2025. dirección: <https://www.redcross.org/cruz-roja/nosotros/noticias-y-eventos/articulos-de-noticias/2023/preparese-cuando-los-minutos-importan.html>.
- [25] J. Margalef Hernández, *Utilización de la simulación para el aprendizaje del algoritmo de RCP: Revisión de la literatura*, Referencia bibliográfica sin datos completos (revista, año, volumen). Completar si se dispone del documento original., s.f.
- [26] J. E. Quiroga Ocampo, J. A. Tapia Murillo, D. Vaca et al., «Desarrollo de un Sistema Electrónico para un Maniquí Adulto que Permita Simular Escenarios Médicos para Mejorar la Calidad del RCP del Personal del Departamento de Ciencias Médicas-ESPE,» Trabajo académico, Tesis de mtría., ESPE / ESPOL (FIEC), 2022.
- [27] Pardell, *Instrumentación biomédica — Apuntes de Electromedicina*, Consultado: 2025-12-01, 2025. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.pardell.es/instrumentacion-biomedica.html>.
- [28] K. Minami, Y. Kokubo, I. Maeda y S. Hibino, «A flexible pressure sensor could correctly measure the depth of chest compression on a mattress,» *The American Journal of Emergency Medicine*, vol. 34, n.º 5, págs. 899-902, 2016.
- [29] Steadlands, *FSR-402 Force Sensing Resistor — Datasheet*, Online PDF, Datasheet técnico del sensor de fuerza resistivo FSR-402, s.f. visitado 24 de ene. de 2026. dirección: <https://www.yumpu.com/en/document/read/4778332/fsr-402-data-sheet-steadlands>.
- [30] J. Isea. «DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA — RCP.» Documento descargado desde Scribd, visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.scribd.com/document/702937480/RCP-DEPARTAMENTO-DE-CIENCIAS-DE-LA-ENERGIA-Y-MECANICA>.
- [31] F. J. García Fierros, J. J. Moreno Escobar, G. Sepúlveda Cervantes, O. Morales Matamoros y R. Tejeida Padilla, «Virtual CPR: Virtual Reality Mobile Application for Training in Cardiopulmonary Resuscitation Techniques,» *Sensors*, vol. 21, n.º 7, pág. 2504, 2021. DOI: 10.3390/s21072504. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.mdpi.com/1424-8220/21/7/2504>.
- [32] F. Lateef, «Simulation-based learning: Just like the real thing,» *Journal of Emergencies, Trauma, and Shock*, vol. 3, n.º 4, págs. 348-352, 2010.
- [33] K. R. Rosen, «The history of medical simulation,» *Journal of Critical Care*, vol. 23, n.º 2, págs. 157-166, 2008.
- [34] A. S. Quiles, *Simulación clínica para aumentar la seguridad de los pacientes: satisfacción del alumnado*, Poster (PDF) — ICE UA Jornadas-REDES 2014. (Completar URL correcta si se dispone del documento original)., 2014.
- [35] J. N. Á. Ríos y O. F. E. Martínez, «Simulación clínica y la modelización didáctica en ciencias para la salud,» *Educación Médica*, vol. 25, n.º 4, pág. 100922, 2024.
- [36] C. Elendu et al., «The impact of simulation-based training in medical education: A review,» *Medicine*, vol. 103, n.º 27, e38813, 2024.
- [37] K. Uribe-Muñoz y D. Hidalgo-Mancilla, «Transferencia del aprendizaje desde la educación basada en simulación a la práctica clínica: revisión sistemática,» *Revista Latinoamericana de Simulación Clínica*, vol. 6, n.º 1, págs. 40-49, 2024.

- [38] D. S. Serna Corredor y L. M. Martínez Sánchez, «La simulación en la educación médica, una alternativa para facilitar el aprendizaje,» *Archivos de Medicina (Manizales)*, vol. 18, n.º 2, págs. 447-454, 2018. DOI: 10.30554/archmed.18.2.2624.2018. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://investigacion.upb.edu.co/es/publications/la-simulaci%C3%B3n-en-la-educaci%C3%B3n-m%C3%A9dica-una-alternativa-para-facilit>.
- [39] Universidad de Granada, Servicio de Salud y Prevención de Riesgos Laborales, *Manual de Primeros Auxilios*, Online PDF; accessed on 2025-12-01, 2025. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: https://ssp.ugr.es/sites/servicios_files/ssprl/public/inline-files/Manual-de-Primeros-Auxilios.pdf.
- [40] Instituto Mexicano del Seguro Social, *Reanimación cardiopulmonar en adultos — Guía de práctica clínica IMSS-633-13*, Guía de práctica clínica; consultado 2025-12-01, 2017. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/633GER.pdf>.
- [41] E. C. A. d. Santos, C. J. F. Fontes, E. F. D'Artibale, J. d. C. Miravete, G. E. Ferreira y M. R. R. Ribeiro, «Simulation for teaching cardiorespiratory resuscitation by teams: setting and performance assessment,» *Revista Latino-Americana de Enfermagem*, vol. 29, e3406, 2021.
- [42] MSD Manuals, *Reanimación cardiopulmonar (RCP) en adultos*, Consultado: 2025-12-02, 2025. visitado 2 de dic. de 2025. dirección: <https://www.merckmanuals.com/es-us/professional/cuidados-cr%C3%ADticos/parocard%C3%ADaco-y-reanimaci%C3%B3n-cardiopulmonar-rcp/reanimaci%C3%B3n-cardiopulmonar-rcp-en-adultos>.
- [43] Interlink Electronics. «Force Sensing Resistor (FSR) Sensor Technology.» Interlink Electronics, visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.interlinkelectronics.com/force-sensing-resistor>.
- [44] S. Electronics, *FSR 400 / Force Sensing Resistor — Data Sheet*, PDF online; accessed on 2025-12-01, 2010. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/2010-10-26-DataSheet-FSR400-Layout2.pdf>.
- [45] Digi-Key Electronics, *Force Sensing Resistor (FSR) — Product / Datasheet*, Online; accessed on 2025-12-01, 2025. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.digkey.com.mx/es/htmldatasheets/production/1184367/0/0/1/34-00022>.
- [46] AG Electrónica S.A.P.I. de C.V., *SENSOR DE PROXIMIDAD INFRARROJO FC-51 (OKY3127) — Hoja de datos*, PDF online; accessed on 2025-12-01, 2024. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://agelectronica.lat/pdfs/textos/O/OKY3127.PDF>.
- [47] Espressif Systems, *ESP32 Series Datasheet*, ESP32 Series Datasheet v4.9; accessed on 2025-12-01, 2025. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: https://documentation.espressif.com/esp32_datasheet_en.pdf.
- [48] Espressif Systems, *ESP32 Series Datasheet*, SparkFun Electronics mirror; accessed on 2025-12-01, 2025. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: https://cdn.sparkfun.com/datasheets/IoT/esp32_datasheet_en.pdf.
- [49] Espressif Systems, *ESP32 Wi-Fi & Bluetooth Modules*, Página oficial de módulos ESP32; accessed on 2025-12-01, 2025. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.espressif.com/en/products/modules/esp32>.
- [50] Novatronicec. «Placa de desarrollo ESP32.» Imagen del producto, visitado 20 de nov. de 2025. dirección: <https://novatronicec.com/index.php/product/esp32-placa-de-desarrollo-v1/>.
- [51] Pololu Corporation, *FSR 400 Series — Integration Guide*, Online PDF; accessed on 2025-12-01, 2013. visitado 1 de dic. de 2025. dirección: <https://www.pololu.com/file/0J749/FSR400-Series-Integration-Guide-13.pdf>.
- [52] Formación Profesional. «Los módulos ESP32 y LoRa más vendidos.» Artículo divulgativo sobre los módulos ESP32 y LoRa más utilizados en proyectos electrónicos y sistemas embebidos, visitado 10 de ene. de 2026. dirección: <https://www.formacionprofesional.info/los-modulos-esp32-y-lora-mas-vendidos/>.
- [53] Interlink Electronics. «Force Sensing Resistor (FSR).» Página oficial del fabricante que describe el principio de funcionamiento, estructura interna y comportamiento eléctrico de los sensores resistivos de fuerza (FSR), visitado 14 de ene. de 2026. dirección: <https://www.interlinkelectronics.com/force-sensing-resistor>.
- [54] UElectronics. «Sensor de Fuerza Resistivo FSR 400 / 406.» Ficha descriptiva del sensor resistivo de fuerza FSR modelos 400 y 406, incluyendo características generales, aplicaciones y consideraciones de uso, visitado 14 de ene. de 2026. dirección: <https://uelectronics.com/producto/sensor-de-fuerza-resistivo-fsr-400-406-406/>.
- [55] Espressif Systems. «ESP32 ADC — API Reference.» Documentación oficial de ESP-IDF que describe la arquitectura, configuración y uso del convertidor analógico-digital (ADC) del microcontrolador ESP32,

- visitado 14 de ene. de 2026. dirección: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/v4.4/esp32/api-reference/peripherals/adc.html>.
- [56] InvenSense, a TDK Group Company. «MPU-6050 — 6-Axis MotionTracking Device.» Página oficial del fabricante que describe las características técnicas, arquitectura interna y aplicaciones del sensor inercial MPU-6050, incluyendo acelerómetro y giroscopio triaxiales, visitado 14 de ene. de 2026. dirección: <https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/6-axis/mpu-6050/>.
- [57] CTS Corporation. «How Does a Piezoelectric Sensor Work?» Artículo técnico del fabricante que describe el principio de funcionamiento de los sensores piezoeléctricos, basado en el efecto piezoeléctrico directo y su aplicación en medición de fuerza, presión y vibración, visitado 14 de ene. de 2026. dirección: <https://www.ctscorp.com/Resources/Blog/How-Does-a-Piezoelectric-Sensor-Work>.
- [58] National Instruments. «Measuring Strain with Strain Gages.» Artículo técnico que describe los fundamentos de medición de deformación mediante galgas extensiométricas, incluyendo el factor de galga, principios eléctricos y aplicaciones en instrumentación, visitado 14 de ene. de 2026. dirección: <https://www.ni.com/es/shop/data-acquisition/sensor-fundamentals/measuring-strain-with-strain-gages.html>.
- [59] A. Cheng et al., «Resuscitation education science: educational strategies to improve outcomes from cardiac arrest: a scientific statement from the American Heart Association,» *Circulation*, vol. 138, n.º 6, e82-e122, 2018.
- [60] P. A. Meaney et al., «Cardiopulmonary resuscitation quality: improving cardiac resuscitation outcomes both inside and outside the hospital: a consensus statement from the American Heart Association,» *Circulation*, vol. 128, n.º 4, págs. 417-435, 2013.
- [61] HealthStore. «Practi-Man Advance CPR Manikins.» Descripción técnica de maniqués avanzados para entrenamiento en reanimación cardiopulmonar (RCP), utilizados en formación clínica y simulación, visitado 7 de ene. de 2026. dirección: <https://healthstore.lv/en/info/4-practi-man-advance-cpr-manikins.html>.
- [62] I. Electronics, *FSR 402 Data Sheet*, <https://cdn.sparkfun.com/assets/8/a/1/2/0/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>, SparkFun Electronics FSR402 Force Sensing Resistor Datasheet, 2010.
- [63] DIY Projects Labs. «Arduino MPU-6050 Accelerometer and Gyroscope Tutorial.» Tutorial práctico sobre el uso del sensor inercial MPU-6050 con Arduino, incluyendo principios de funcionamiento, conexiones y ejemplos de código, visitado 7 de ene. de 2026. dirección: <https://diyprojectslabs.com/arduino-mpu-6050-accelerometer-and-gyroscope/>.
- [64] TradeIndia. «DHT11 Digital Temperature and Humidity Sensor Module.» Ficha comercial y descripción técnica del sensor digital DHT11 para medición de temperatura y humedad, visitado 7 de ene. de 2026. dirección: <https://www.tradeindia.com/products/dht11-digital-temperature-humidity-sensor-module-6494055.html>.
- [65] Electrónica Caribe. «Módulo FC-51 — Sensor de proximidad infrarrojo.» Descripción técnica y especificaciones del módulo sensor infrarrojo FC-51, utilizado para detección de proximidad y obstáculos, visitado 7 de ene. de 2026. dirección: <https://electronicacaribe.com/product/modulo-fc-51-sensor-de-proximidad-con-infrarrojo/>.

XII. ANEXOS

```
pubspec.yaml | async_practice_screendart X
flutter_application_1 | screens | async_practice_screendart
1 import 'dart:async';
2 import 'package:flutter/material.dart';
3 import 'package:audioplayers/audioplayers.dart';
4 import '../controllers/ble_controller.dart';
5 import 'results_screen.dart';
6
7 class AsyncPracticeScreen extends StatefulWidget {
8   final BleController ble;
9   const AsyncPracticeScreen({key? key, required this.ble}) : super(key: key);
10
11 @override
12 State<AsyncPracticeScreen> createState() => _AsyncPracticeScreenState();
13 }
14
15 class _AsyncPracticeScreenState extends State<AsyncPracticeScreen> {
16   // ===== Parámetros =====
17   static const int compGaps = 2000; // cada 2s sin compresión suma error (después de iniciar)
18   static const int ventDeadline = 2000; // 2s para iniciar Vent1 tras 30 compresiones
19   static const int ventDelay = 4500;
20   static const int ventCooldown = 1200;
21
22   // Recoil: debe mantenerse incorrecto > 1s luego de venir de correcto
23   static const int recoilHold = 1000;
24
25   // ===== Errores =====
26   int erroresTotal = 0;
27   int errorRecoil = 0;
28   int errorCompresionInsuficiente = 0;
29   int errorVent1Completadas = 0;
30
31   // ===== Control de eventos =====
32   int _lastCountedComp = 0;
33   int _lastCompression = 0;
34   bool _compressionStarted = false;
35
36   // si cada 2s mientras siga sin compresiones
37   int nextInsufficient = 0;
```

Figura 66: Implementación de la pantalla de ventilaciones del sistema SimRCP en Flutter. Fuente: Autor Propio.

```
pubspec.yaml | consent_screendart X
flutter_application_1 | screens | consent_screendart
1 import 'package:flutter/material.dart';
2 import '../controllers/ble_controller.dart';
3 import 'register_screen.dart';
4
5 class ConsentScreen extends StatefulWidget {
6   final BleController ble;
7
8   const ConsentScreen({super.key, required this.ble});
9
10 @override
11 State<ConsentScreen> createState() => _ConsentScreenState();
12 }
13
14 class _ConsentScreenState extends State<ConsentScreen> {
15   bool aceptado = false;
16
17   final String consentimientoTexto =
18     "El presente consentimiento informado tiene como finalidad garantizar el respeto a los principios de autonomía y dignidad del
19
20 void _continuar() {
21   Navigator.push(
22     context,
23     MaterialPageRoute(
24       builder: (_) => RegisterScreen(ble: widget.ble),
25     ), // MaterialPageRoute
26   );
27 }
28
29 @override
30 Widget build(BuildContext context) {
31   return Scaffold(
32     backgroundColor: Colors.white, // FONDO BLANCO
33     appBar: AppBar(
34       title: const Text("Consentimiento Informado"),
35       backgroundColor: Colors.white, // opcional: appbar blanco
36       foregroundColor: Colors.black, // opcional: texto/iconos negros
37     ),
38   );
39 }
```

Figura 67: Código fuente de la pantalla de entrenamiento y transición. Fuente: Autor Propio.

```

pubspec.yaml consent_screen.dart X
flutter_application_1 > lib > screens > consent_screen.dart >
1 import 'package:flutter/material.dart';
2 import '../controllers/ble_controller.dart';
3 import 'register_screen.dart';
4
5 class ConsentScreen extends StatefulWidget {
6   final BleController ble;
7
8   const ConsentScreen({super.key, required this.ble});
9
10  @override
11  State<ConsentScreen> createState() => _ConsentScreenState();
12 }
13
14 class _ConsentScreenState extends State<ConsentScreen> {
15   bool aceptado = false;
16
17   final String consentimientotexto =
18     "El presente consentimiento informado tiene como finalidad garantizar el respeto a los principios de autonomía y dignidad del
19     paciente.";
20
21   void continuar() {
22     Navigator.push(
23       context,
24       MaterialPageRoute(
25         builder: (_) => RegisterScreen(ble: widget.ble),
26       ), // MaterialPageRoute
27     );
28   }
29
30 @override
31 widget build(BuildContext context) {
32   return Scaffold(
33     backgroundColor: Colors.white, // FONDO BLANCO
34     appBar: AppBar(
35       title: const Text("Consentimiento Informado"),
36       backgroundColor: Colors.white, // opcional: appbar blanco
37       foregroundColor: Colors.black, // opcional: texto/iconos negros

```

Figura 68: Configuración inicial de la aplicación SimRCP mediante el archivo (main.dart). Fuente: Autor Propio.

```

pubspec.yaml guided_steps_screen.dart X
flutter_application_1 > lib > screens > guided_steps_screen.dart >
1 import 'dart:async';
2 import 'package:flutter/material.dart';
3 import 'package:audioplayer/audioplayer.dart';
4 import '../controllers/ble_controller.dart';
5 import 'training_screen.dart';
6
7 class GuidedStepsScreen extends StatefulWidget {
8   final BleController ble;
9
10  const GuidedStepsScreen({super.key, required this.ble});
11 }
12 @override
13 State<GuidedStepsScreen> createState() => _GuidedStepsScreenState();
14 }
15
16 class _GuidedStepsScreenState extends State<GuidedStepsScreen> {
17   late final AudioPlayer player;
18   StreamSubscription<void>? _onCompleteSub;
19
20   final List<String> textos = [
21     "Paso 1 ✓ Verificar la seguridad de la escena",
22     "Paso 2 ✓ Evaluar el estado de conciencia",
23     "Paso 3 ✓ Activar el sistema de emergencias",
24     "Paso 4 ✓ Abrir la vía aérea (Maniobra frente-mentón)",
25     "Paso 5 ✓ Verificar la respiración",
26     "Paso 6 ✓ Administrar compresiones torácicas",
27     "Paso 7 ✓ Administrar ventilaciones de rescate",
28     "Paso 8 ✓ Mantener el ciclo de RCP",
29   ];
30
31   final List<String> images = [
32     "assets/images/paso_1.png",
33     "assets/images/paso_2.png",
34     "assets/images/paso_3.png",
35     "assets/images/paso_4.png",
36     "assets/images/paso_5.png",

```

Figura 69: Declaración de dependencias y entorno de desarrollo en pubspec.yaml del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.

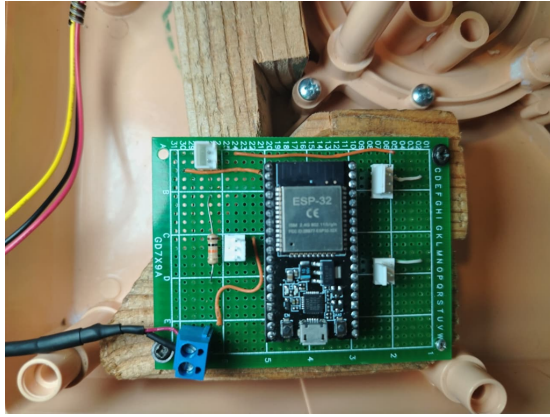


Figura 70: Módulo electrónico de control basado en ESP32 integrado al simulador SimRCP. Fuente: Autor Propio.

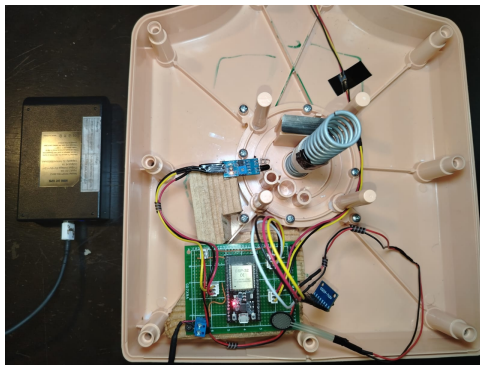


Figura 71: Sistema ensamblado interno. Fuente: Autor Propio.

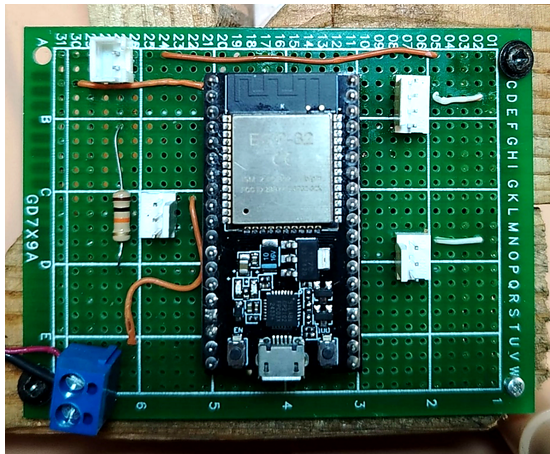


Figura 72: Implementación física final del circuito electrónico del sistema SimRCP. Fuente: Autor Propio.



Figura 73: Práctica de compresiones torácicas utilizando el sistema SimRCP en entorno controlado. Fuente: Autor Propio.



Figura 74: Evaluación práctica del sistema SimRCP con acompañamiento técnico. Fuente: Autor Propio.



Figura 75: Implementación del sistema SimRCP en entorno de aula universitaria. Fuente: Autor Propio.