



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Electricidad y Computación

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

PROYECTO DE TITULACIÓN

Previo la obtención del Título de:

Magíster en Ingeniería Biomédica

Presentado por:

Josué Esteban Quiroga Ocampo

Jeysson Andrés Tapia Mullo

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2022

DEDICATORIA

El presente proyecto lo dedico primeramente a Dios por darme la vida. A mi padre Wilson Quiroga y a mi madre Verónica Ocampo, los cuales son los verdaderos artífices de este trabajo de titulación, que con su amor, consejos y apoyo incondicional me permitieron desarrollarme como un gran profesional y sobre todo un hombre de bien.

A mi hermano menor Martín Quiroga quién me apoyado en los momentos más dolorosos de mi vida, le deseo muchos éxitos en su carrera profesional.

Josue Quiroga

DEDICATORIA

A Dios, por darme tantos dones que aún no sé cómo disfrutarlos.

A mi madre Emperatriz, porque a pesar de las circunstancias siempre estuvo para nosotros, con amor y apoyo, dejando de lado otras actividades e inclusive su crecimiento profesional y laboral.

A mi padre Julio, ya que nunca nos prohibió nada y dejó que tomemos nuestras propias decisiones; pero siempre supo cómo educarnos, pese a las dificultades.

A mi hermano Christian, porque cada día me demostró que los límites se los pone subconscientemente cada persona y que el único capaz de hacer las cosas como se las propone es uno mismo.

A mi hija Manchita, por entregarme toda su vida, por consolarme, por sacarme de la rutina para desestresarme, por eso espero que pueda tenerla a mi lado mucho tiempo más y me perdone por tenerme que alejar por un tiempo, te amo.

A mi sobrina Perlita, porque me ha sacado con sus locuras más sonrisas que cualquier persona.

Sonríe, aunque te sientas muerto por dentro, demostrándole hasta a la parca, tu fortaleza con humildad. JeTaMu.

AGRADECIMIENTOS

Mi más sincero agradecimiento a la Escuela Politécnica del Litoral por la creación de la Maestría en Ingeniería Biomédica, única en el país, A mis profesores, en especial al MSc. David Vaca, Coordinador de la Maestría, el cual ha guiado este trabajo de titulación con mucha dedicación y agilidad.

A la Dra. Larisa Montesdeoca directora de la Carrera de Medicina-ESPE, ya que, con su acertado criterio, y recomendaciones se implementó el presente proyecto.

A mis compañeros del Departamento de Ciencias Médicas-ESPE los cuales validaron el presente trabajo de titulación.

Josue Quiroga

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a cada miembro de mi familia en especial a mis tíos Isa, Tere, Chari, Hilda y Mario por brindarme su tiempo, por escucharme cuando más lo necesito, por ayudar emocional y económicamente a mi familia; a mis tíos Alberto y Franco por siempre estar pendientes, a mis difuntos tíos Ramón, Fabiola y Jorge que me brindaron enseñanzas que perduran hasta ahora. A mis tíos Marco, Edison y Wilson por su apoyo. A todos mis primos, especialmente a Monse, Roly, Patricio, Omar, Santiago, María Elena, Pablo, Jazmín, Mariuxi, Guadadita, Amadita, Belén, Jennifer y Doménica por instruirme en muchas cosas de existencia.

Agradezco también a mis compañeros y amigos de trabajo, de maestría y de vida pues cada uno me ha regalado su tiempo y me ha tenido paciencia, especialmente a Evelyn, Eduardo, Fabián, Karen, Karla, Sebastián, Cesar, Carlos, Gaby CI, Paul, Klever, Anita, Jenny, Sonia, Raisa, Pablo Emilio, Santiago, Michael, Bryan y Josue. Finalmente agradezco a la ESPOL en general por brindarme el conocimiento, en particular al MSc. Vaca por ser el director de este este trabajo y a la Dra. Montesdeoca por la ayuda brindada en el mismo.

JeTaMu

DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Josué Esteban Quiroga Ocampo* y *Jeysson Andrés Tapia Mullo* damos nuestro consentimiento para que la ESPOC realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual”

Josué Esteban Quiroga
Ocampo

Jeysson Andrés Tapia
Mullo

COMITÉ EVALUADOR

.....
MSc. David Vaca

PROFESOR TUTOR

.....
Dra. Larisa Montesdeoca

PROFESOR EVALUADOR

RESUMEN

Actualmente, en el ámbito académico, los simuladores médicos son un gran apoyo tanto para estudiantes como para docentes, ya que permiten una práctica realista de diferentes procedimientos que serían prácticamente imposibles realizar en cadáveres o en pacientes, debido a que conllevarían un riesgo tanto para el paciente como para el personal de salud. De esta forma, en el presente proyecto de titulación se desarrolla un sistema electrónico para un maniquí adulto que permite simular escenarios médicos y así mejorar la calidad de la reanimación cardio pulmonar (RCP) brindada por el personal del Departamento de Ciencias Médicas-ESPE (DCME-ESPE).

El sistema electrónico se implementó en un maniquí de RCP adulto Little Anne clásico de la marca Laerdal; en el cual, mediante dos sensores de fuerza y un sensor de distancia, se puede determinar la ubicación de las manos, la profundidad de compresión, la frecuencia de compresión y la presencia de ventilaciones, durante el proceso de RCP; lo cual permite tener una evaluación más objetiva de la maniobra, mediante el uso de una aplicación móvil basado en sistema operativo Android.

Con el sistema electrónico instalado, se realizó una comparación del maniquí sin y con sistema electrónico mediante la implementación de encuestas al personal de DCME-ESPE, dando como resultado que se prefirió al maniquí con sistema electrónico.

Es así que se puede concluir, que este tipo de sistemas ayuda mucho a los estudiantes como a los docentes, ya que permite una enseñanza más ilustrativa y una evaluación más objetiva sobre la maniobra de RCP.

Palabras Clave: Reanimación Cardio Pulmonar (RCP), Simulador médico, Sistema electrónico, Maniquí de RCP.

ABSTRACT

Currently, at the academic, medical simulators are a great support for both students and teachers, since they allow a realistic practice of different procedures, which is practically impossible to do on cadavers or on patients, since they would entail a risk for both the patient as for health personnel. Indeed, in the present document an electronic system is implemented for an adult manikin that allows simulating medical scenarios and thus improving the quality of cardiopulmonary resuscitation (CPR) provided by the staff of the Department of Medical Sciences-ESPE (DCME -ESPE).

The electronic system was implemented in a Laerdal brand Little Anne classic adult CPR manikin; in which, the location of the hands, the compression depth, the compression frequency and the presence of ventilations can be determined during the CPR process, using two force sensors and a distance sensor, and it allowed a more objective CPR evaluation, through the use of an Android application.

With the electronic system installed, a comparison of the manikin without and with the electronic system was made, through the implementation of DCME-ESPE staff surveys, resulting in the preference for the manikin with an electronic system.

Thus, it can be concluded that this type of system helps students as well as teachers a lot, since it allows a more illustrative teaching and a more objective CPR evaluation.

Keywords: *Cardio Pulmonary Resuscitation (CPR), Medical Simulator, Electronic System, CPR Manikin.*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA.....	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	XI
CAPÍTULO 1	1
1. PLATEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA.....	1
1.1 Introducción.....	1
1.2 Descripción del problema	2
1.3 Justificación.....	3
1.4 Objetivos	4
1.4.1 Objetivo General.....	4
1.4.2 Objetivos Específicos.....	4
1.5 Metodología	4
1.6 Alcance	5
CAPÍTULO 2	6
2. ESTADO DEL ARTE	6
2.1 Simulación Médica	6
2.1.1 Reseña Histórica	6
2.1.2 Simuladores Médicos.....	6
2.1.3 Tipos de Simuladores	7
2.2 Reanimación cardiopulmonar (RCP)	9
2.3 Procedimiento del RCP	9
2.4 Simuladores de RCP	9

2.4.1	Little Anne Classic	9
2.4.2	Sistema de compresión del simulador	10
2.5	Proceso de enseñanza de RCP utilizando simuladores	11
2.6	Anatomía Del Torso	11
2.7	El corazón	12
2.8	Electrocardiografía	12
2.9	Arritmias Cardiacas.	13
2.10	Asistolia.....	13
2.11	Pulso	14
2.12	Algoritmo de RCP de la American Heart Association AHA	15
2.13	Componentes electrónicos principales	17
2.13.1	ESP32	17
2.13.2	Sensor de proximidad	17
2.13.3	Sensor de fuerza	17
2.13.4	Motor DC tipo moneda.....	18
2.13.5	App inventor	18
2.13.6	Arduino IDE	18
CAPÍTULO 3		19
3.	Diseño e implementación	19
3.1	Especificaciones del sistema electrónico.....	19
3.2	Diseño e implementación del hardware del sistema.	20
3.2.1	Diseño del hardware del sistema	20
3.2.2	Implementación del hardware del sistema	27
3.3	Diseño e implementación del software del microcontrolador	34
3.4	Diseño e implementación de la interfase de manejo del sistema.....	37
3.5	Configuración del sistema eléctrico.	40
3.6	Instalación del sistema electrónico en el maniquí de RCP.....	42

3.7	Verificación del maniquí de RCP con el sistema electrónico instalado.	44
3.8	Análisis de Costos.....	45
CAPÍTULO 4		48
4.	RESULTADOS	48
4.1	Pruebas de funcionamiento del maniquí con el sistema electrónico.	48
4.2	Validación Médica funcional del simulador de RCP.....	49
4.3	Evaluación de la calidad de aprendizaje al usar el maniquí con y sin sistema electrónico, en el personal del Departamento de Ciencias Médicas-ESPE.	52
4.4	Análisis estadístico de los resultados de la calidad de aprendizaje.	54
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		58
CONCLUSIONES		58
RECOMENDACIONES.....		60
BIBLIOGRAFÍA		62
APÉNDICE A		65
APÉNDICE B		67
APÉNDICE C		70
APÉNDICE D		73
APÉNDICE E		80
APÉNDICE F.....		81

ABREVIATURAS

AHA	American Heart Association
BT	Bluetooth
CACES	Consejo De Aseguramiento De La Calidad De La Educación Superior
CPM	Compresiones por minuto
DCME	Departamento de Ciencias Médicas ESPE
ECV	Enfermedad Cardio Vasular
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
IM	Intra Muscular
LPM	Latidos por minuto
RCP	Reanimación Cardio Pulmonar
PCB	Placa de circuito impreso
PCR	Parada Cardio Pulmonar
SIMMAN 3G	Simulator Man 3G
UART	Transmisor-receptor asíncrono universal
UFA- ESPE	Universidad de las Fuerzas Armadas – Escuela Politécnica del Ejercito
USB	Bus Universal en Serie
3D	Tres dimensiones

SIMBOLOGÍA

A	Amperios
cm	Centímetro
Hz	Hertz
K Ω	Kilo ohmio
MB	Megabyte
MHz	Mega Hertz
m	Metro
mA	Miliamperios
mm	Milímetros
mV	Milivoltio
N	Newton
Ω	Ohmio
V	Voltios

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Número de defunciones a nivel mundial [4]	2
Figura 2.1 Brazo de Punción Intramuscular (IM).	7
Figura 2.2 Torso de Auscultación	8
Figura 2.3 SimMan 3G	8
Figura 2.4 Little Anne Classic	10
Figura 2.5 Sistema de compresión	10
Figura 2.6 Impartición de clases de RCP	11
Figura 2.7 Onda QRST [14].....	13
Figura 2.8 Señal Asistólica	14
Figura 2.9 Algoritmo de la AHA [12]	16
Figura 2.10 Ilustración del ESP32-WROOM-32E [17]	17
Figura 2.11 Ilustración del VCNL4040 [19]	17
Figura 2.12 Ilustración del sensor de fuerza FSR X 406 [21].....	18
Figura 2.13 Ilustración del Motor DC tipo moneda KI1 554 [22].....	18
Figura 3.1 Esquemático del chip ESP32 [38]	20
Figura 3.2. Fuente 5V 3A [39]	21
Figura 3.3 Circuito de energización [38]	21
Figura 3.4 Circuito de programación del ESP32 [38].....	22
Figura 3.5. Circuito de leds indicadores SMD.....	22
Figura 3.6 Esquemático de la PCB de leds indicadores externos.....	24
Figura 3.7 Circuito de acondicionamiento de sensor de fuerza FSR UX [20].....	25
Figura 3.8 Circuito de acondicionamiento del sensor de proximidad VCNL4040 [42] ...	26
Figura 3.9 Circuito de acondicionamiento de buzzer [47]	27
Figura 3.10 Circuito funcional en protoboard.	28
Figura 3.11 Ubicación de los sensores de fuerza.	28
Figura 3.12 Ubicación del motor vibrador	29
Figura 3.13 Ubicación de los leds indicadores externos	29
Figura 3.14 Ubicación de conector de alimentación.	29
Figura 3.15 Esquemático de conexiones del sistema	30
Figura 3.16 Vista en 3D de la PCB principal.....	31
Figura 3.17 Vista en 3D de la PCB de alimentación	31
Figura 3.18 Vista en 3D de la PCB de led indicadores externos.....	31

Figura 3.19 Fotografía de la PCB principal.....	32
Figura 3.20 Fotografía de la PCB de alimentación	32
Figura 3.21 Fotografía de la PCB de leds indicadores externos	32
Figura 3.22 Vista en 3D del soporte para PCB de alimentación	33
Figura 3.23 Vista en 3D del soporte para PCB de leds indicadores.....	33
Figura 3.24 Soporte para PCB de alimentación.....	34
Figura 3.25 Soporte para PCB de leds indicadores.....	34
Figura 3.26 Diagrama de flujo general del programa del ESP32	35
Figura 3.27 Diagrama de flujo del subproceso “Generar sonido Buzzer”	35
Figura 3.28 Diagrama de flujo del subproceso “Leer distancia de compresión y cálculo de parámetros”	36
Figura 3.29 Ícono de la aplicación de manejo del sistema.....	37
Figura 3.30 estructura de la pantalla principal de aplicación	38
Figura 3.31 Diagrama de flujo de la interfase de manejo del sistema.....	39
Figura 3.32 La pantalla de historial de compresiones por minuto (CPM)	40
Figura 3.33 Configuración placa ESP32 en Arduino IDE	40
Figura 3.34 Error por falta de energía.	41
Figura 3.35 Obtención de la dirección del ESP32	41
Figura 3.36 Configuración de la dirección Bluetooth en la aplicación.	41
Figura 3.37 Instalación de la PCB principal.	42
Figura 3.38 Instalación de los sensores de fuerza para corazón y pulmón.....	42
Figura 3.39 Instalación de la PCB de alimentación por medio de soportes 3D	43
Figura 3.40 Instalación del motor vibrador tipo pastilla.	43
Figura 3.41 Instalación de la PCB de leds por medio de soportes 3D	43
Figura 3.42 Verificación de que corre adecuadamente el programa.....	44
Figura 3.43 Verificación de la profundidad de compresión.	44
Figura 3.44 Verificación de la ubicación de las manos en la compresión.	45
Figura 3.45 Verificación de la presencia de ventilaciones.	45
Figura 3.46 Verificación de los leds indicadores.....	45
Figura 4.1 Pruebas de funcionamiento del sistema en modo entrenamiento	48
Figura 4.2 Pruebas de funcionamiento del sistema en modo evaluación	48
Figura 4.3 Diagrama de flujo para la validación médica	50
Figura 4.4 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 20	56
Figura 4.5 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 21	56

Figura 4.6 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 2256
Figura 4.7 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 2357
Figura 4.8 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 2457

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1 Características de leds THT [43], [44].....	23
Tabla 3.2 Resistencias para leds THT	23
Tabla 3.3 Costos de los elementos extranjeros utilizados en el sistema	46
Tabla 3.4 Costos de los elementos nacionales utilizados en el sistema	46
Tabla 3.5 Desglose de costos del sistema	47
Tabla 4.1 Lista de chequeo para la validación médica del sistema.....	51
Tabla 4.2 Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP.....	52
Tabla 4.3 Tabulación de los resultados de la encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP	54

CAPÍTULO 1

1. PLATEAMIENTO DE LA PROBLEMÁTICA

1.1 Introducción

El Consejo de Aseguramiento de la Calidad de la Educación Superior-CACES [1] tiene como función principal la planificación, regulación y coordinación del sistema de aseguramiento de la calidad de la educación superior; en referencia al reglamento para los procesos de autoevaluación de las instalaciones, Carreras y Programas del Sistema de Educación Superior, se determina el cumplimiento mínimo de infraestructura, equipamiento necesarios para brindar una educación de digna y de calidad. Por esta razón las instituciones de educación superior han adquirido varios equipos, entre ellos los equipos de simulación médica que permiten garantizar que los futuros profesionales sanitarios adquieran una instrucción de calidad y les permitan desarrollar las competencias y habilidades para desenvolverse en su entorno laboral. La simulación medica es una metodología innovadora de aprendizaje dirigida a los estudiantes y personal sanitario permitiendo realizar prácticas de diferentes procedimientos clínicos y quirúrgicos, por medio de la repetitividad.

La Reanimación Cardio Pulmonar (RCP) es una técnica de primeros auxilios que todas las personas deben conocer, ya que al presionar al tórax cumpliendo parámetros específicos puede reactivar la actividad eléctrica del corazón, además debe ser de conocimiento público debido a la alta incidencia en la población de una parada cardiorrespiratoria (PCR) producida por enfermedades cardio vasculares (ECV). El Instituto Nacional de Estadísticas y Censos (INEC), registró 8 779 muertes en el año 2019 a causa de ECV, siendo así la principal causa de decesos con un 11,80% [2] en Ecuador.

Los maniquís de torsos son equipos mecánicos de simulación médica, los cuales permiten practicar la maniobra de RCP; sin embargo, dicho equipo no genera una retroalimentación del proceso de la ejecución de la maniobra.

El presente proyecto busca diseñar e implementar un sistema electrónico y una aplicación para torso de RCP mecánico, que permita visualizar los parámetros de profundidad, frecuencia de compresión y posición de las manos con el objetivo de que el personal sanitario mejore la ejecución de la maniobra y salvar vidas.

1.2 Descripción del problema

Según las estadísticas de la Organización Mundial de la Salud (OMS) las enfermedades cardio vasculares (ECV) son la principal causa de muerte a nivel mundial, cada año fallecen 17,9 millones de personas [3]. Las ECV constituyen un grupo de trastornos del corazón y los vasos sanguíneos que incluyen cardiopatías coronarias, enfermedades cerebrovasculares y cardiopatías reumáticas. En la Figura 1.1 se muestra las causas de muerte en el año 2019.

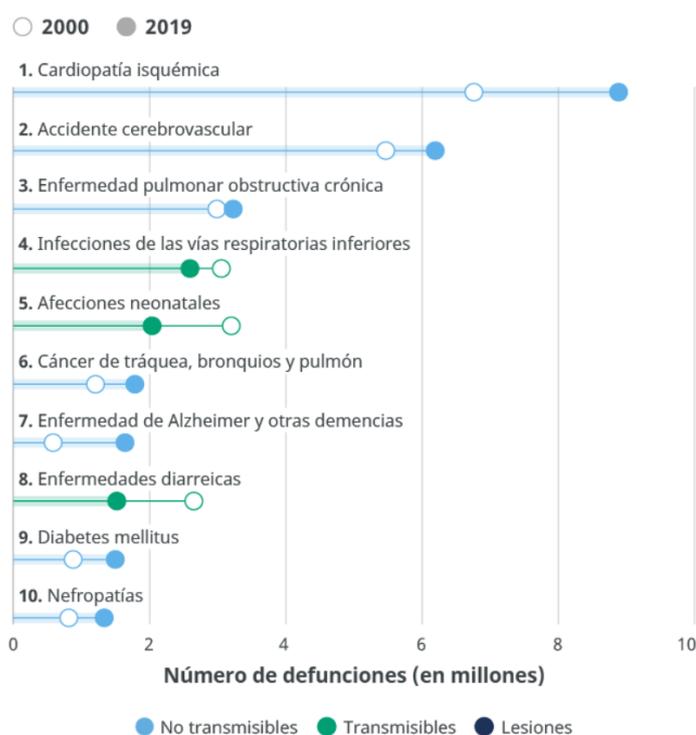


Figura 1.1 Número de defunciones a nivel mundial [4]

Las cardiopatías coronarias implican alteración en el flujo sanguíneo al propio corazón lo cual puede provocar cardiopatía isquémica y ésta a su vez desencadenar una PCR, fibrilación o taquicardia ventricular. Al ser una de las primeras causas de muerte, es vital que el personal sanitario esté capacitado para realizar la RCP con calidad y lo antes posible, con el principal objetivo de mantener el flujo sanguíneo entre el corazón y el cerebro.

Las estadísticas compartidas por “Melissa Cano Morales de la Universidad Privada Norbert Wirner” [5] muestran que el personal sanitario posee una eficacia del 20% al

realizar la maniobra de RCP, esto se debe en gran parte por falta de entrenamiento y evaluación al realizar la maniobra en el proceso de aprendizaje.

Es importante recordar que no es posible practicar la técnica de RCP con personas reales, ya que al presionar el tórax puede interrumpir el funcionamiento del corazón poniendo en riesgo la vida de la persona, pudiendo inclusive producir un paro cardiaco [6]. Por esta razón, gracias a la tecnología, se han desarrollado simuladores médicos que recrean enfermedades cardiovasculares con el objetivo de que el personal sanitario puede practicar RCP innumerables veces.

En la actualidad a nivel nacional existen solamente 2 empresas que comercializan estos equipos los cuales son: Promedent Cia. Ltda y Sociedad Radiotécnica [6], además estos simuladores son importados, por esta razón en el mercado existe una baja variedad de equipos que permitan realizar la reanimación cardio pulmonar con retroalimentación, además los precios de estos son bastante elevados en comparación con los precios de los países vecinos, esto se debe a los impuestos y la falta de empresas dedicadas al diseño y producción de los equipos de simulación médica.

Finalmente, en el país no existe personal capacitado ni certificado para brindar un servicio de mantenimiento y una oportuna capacitación de uso al personal sanitario y docente.

1.3 Justificación

La simulación médica como metodología de enseñanza se aplica en las mejores universidades y hospitales del mundo. La simulación permite practicar innumerables veces los procedimientos médicos para afianzar el aprendizaje, según “María del Carmen Casal Angulo” de la Universidad de Valencia [7], la enseñanza con simuladores de RCP ha mejorado significativamente la ejecución de la maniobra (aproximadamente un 15,4% en la ejecución global) [8]. Por esta razón se plantea desarrollar un sistema electrónico para un maniquí de torso que simule una PCR y que brinde un innovador sistema de retroalimentación de ejecución de la RCP que permita ser usado para el entrenamiento de la maniobra donde se observará la frecuencia y profundidad de las compresiones torácicas, así como la ubicación correcta de las manos en el torso al momento de realizar la maniobra de RCP.

El personal y los estudiantes del Departamento de Ciencias Médicas (DCME) de la Universidad de las Fuerzas Armadas-ESPE en busca de estar mejor preparados y

perfeccionar la maniobra de RCP, participarán en el presente trabajo de titulación, validando y realizando las pruebas del proyecto.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General

Desarrollar un sistema electrónico para un maniquí adulto mediante hardware de bajo costo y software libre, que permitirá la simulación de escenarios médicos para mejorar la calidad del RCP realizado por el personal del Departamento De Ciencias Médicas-ESPE.

1.4.2 Objetivos Específicos

1. Investigar sobre la fisiología humana, rangos de signos vitales, funcionamiento del sistema cardiaco y su correlación con la ejecución de la Reanimación Cardio Pulmonar, usando diferentes motores de búsqueda científica.
2. Relacionar las características fisiológicas humanas para seleccionar los dispositivos electrónicos, sensores y elementos a utilizarse.
3. Implementar el sistema electrónico y la interfaz entre el usuario y la máquina para manejar el simulador.
4. Verificar el correcto funcionamiento del sistema de acuerdo con el diseño realizado y realizar un manual de usuario.
5. Realizar un estudio estadístico con el simulador para verificar si los parámetros de retroalimentación mejoran la ejecución de la maniobra realizada por el personal del Departamento de Ciencias Médicas ESPE.

1.5 Metodología

La metodología general de investigación a utilizar es la propia de las ciencias experimentales, la cual comprende tres fases:

a) Fase Teórica.

Se realizará una recopilación de información de diferentes fuentes bibliográficas, acerca de la fisiología humana, rango de signos vitales, funcionamiento del sistema cardiaco y su correlación con la ejecución de la RCP, como también

acerca de las funciones más comunes de los sistemas electrónicos implementados en simuladores de RCP.

b) Fase de diseño.

Se diseñarán el sistema electrónico, la interfaz del usuario y el simulador médico para posteriormente validar el diseño con personal sanitario que ha recibido el entrenamiento de RCP, y afinar el diseño cumpliendo con los parámetros requeridos.

c) Fase de Implementación.

Se adquirirá, acondicionará e instalarán los elementos necesarios en el sistema electrónico.

Se implementará el simulador de RCP.

Se programará las diferentes funciones que deberá realizar el simulador.

Se discutirá con personal médico que ha recibido el entrenamiento, para mejorar la experiencia del usuario y así afinar el diseño.

d) Fase de validación.

Se analizará el funcionamiento del simulador con sistema electrónico, mediante la experimentación y encuestas con la ayuda del personal sanitario del DCME-ESPE.

e) Pruebas de funcionamiento y estudio estadístico

Se realizarán las pruebas de funcionamiento del simulador con el personal del DCME registrando los datos de la ejecución de la maniobra. Posteriormente se realizará un estudio estadístico para saber si el personal mejoró o no con la ejecución de la maniobra de RCP.

1.6 Alcance

Diseñar e implementar un sistema electrónico para un maniquí comercial de baja fidelidad de modelo Little Anne Classic de la marca Laerdal, brindando una alternativa para que los practicantes puedan aprender RCP y recibir retroalimentación de forma simultánea por parte del sistema, sin necesidad que sean supervisados todo el tiempo por el médico enseñante, además de mejorar la ejecución de la maniobra del personal del Departamento de Ciencias Médicas ESPE por medio de la repetición.

CAPÍTULO 2

2. ESTADO DEL ARTE

2.1 Simulación Médica

La simulación médica es una metodología de aprendizaje que radica en reproducir un escenario o situación hospitalaria, en donde los estudiantes sanitarios atenderán a pacientes sanos o enfermos simulados, generando las mismas complicaciones y sensaciones que los reales. De esta manera podrán afianzar y poner en práctica conocimientos clínicos y quirúrgicos.

2.1.1 Reseña Histórica

Los fantomas o simuladores médicos utilizados para la enseñanza de la salud, en general se originaron en los años 20, inicialmente, en la aviación con simuladores de vuelo para pilotos, "E-link" el cual fue creado por el Ing. Edwin Albert Link [9] el cual permitía al estudiante practicar el uso de la radio para comunicarse con la torre de control en los aeropuertos. Después de la segunda mitad del siglo XX con la colaboración del médico anestesiólogo y fabricante de juguetes Asmund Laerdal desarrollaron el primera fantoma de reanimación cardiopulmonar de bajo costo llamado por su hija "Pequeña Anne" [10]. Más adelante con el desarrollo a la tecnología se implementaron modelos de simuladores que puedan reproducir de forma más precisa las características del ser humano, como reproducción de ruidos respiratorios y cardiacos, pulsos y respuestas fisiológicas en tiempo real mediante el uso de un ordenador. Hoy en día las necesidades educativas y la creación de bioética han llevado aplicar innovaciones tecnológicas en los fantomas para incrementar las habilidades de cuidados clínicos de los estudiantes de las carreras sanitarias.

2.1.2 Simuladores Médicos

Es un equipo mecánico o electromecánico que imita o simula a una persona o partes del cuerpo humano, con el objetivo de reproducir parámetros fisiológicos normales o patológicos, estructuras anatómicas, procedimientos quirúrgicos. etc.

2.1.3 Tipos de Simuladores

Se los clasifica en 3 grupos de acuerdo con su tecnología: alta fidelidad, media fidelidad, baja fidelidad.

2.1.3.1 Baja fidelidad

Son equipos que no poseen elementos electrónicos, neumáticos o hidráulicos, por lo general son equipos mecánicos simples que permiten la práctica de un procedimiento puntual, una de las principales ventajas de estos simuladores es que debido a su simplicidad el precio final para el usuario es bajo, pero poseen algunas limitaciones en funcionalidades, estos pueden ser los brazos para realizar punciones intramusculares (IM) como se muestra en la Figura 2.1.



Figura 2.1 Brazo de Punción Intramuscular (IM).

2.1.3.2 Media fidelidad

Son equipos mecánicos que poseen elementos electrónicos o neumáticos básicos. Estos equipos permiten reproducir en especial parámetros fisiológicos, como son los torsos de auscultación, los cuales poseen parlantes en el maniquí que reproducen sonidos cardiacos, pulmonares e intestinales como se muestra en la Figura 2.2. Sin embargo, requieren de un operador que controle los parámetros fisiológicos en función de las acciones de los participantes.



Figura 2.2 Torso de Auscultación

2.1.3.3 Alta fidelidad

Son equipos que poseen una combinación de elementos electrónicos, neumáticos, hidráulicos y software los cuales permiten reproducción de los parámetros fisiológicos brindando una experiencia muy real al usuario. Debido a su alta complejidad el precio de los equipos de simulación es bastante elevado. Estos pueden ser el simulador SimMan3G Plus [11] el cual posee las siguientes funciones: respiración espontánea, pulsos, parpadeo, reacción pupilar, sonidos de auscultación: cardiacos, pulmonares, intestinales. Una de las posibles desventajas puede ser que se necesita entrenamiento especializado para su manejo.



Figura 2.3 SimMan 3G

2.2 Reanimación cardiopulmonar (RCP)

Es un procedimiento de emergencia para salvar vidas que se realiza cuando una persona deja de respirar o el corazón ha cesado de palpar. La RCP se comienza haciendo compresiones fuertes y rápidas en el pecho, seguidas de dos ventilaciones (respiraciones).

2.3 Procedimiento del RCP

El reanimador, en el procedimiento de RCP, usará sus manos para realizar las compresiones cardíacas a una frecuencia de entre 100 a 120 veces por minuto. Las manos se colocarán sobre el pecho del paciente, al final del apéndice xifoides o el centro del pecho comprimiendo al menos dos pulgadas o cinco centímetros en profundidad, pero no más de seis centímetros debido que se puede romper las costillas del paciente y provocar una hemorragia interna no deseada. La compresión cardíaca se debe realizar con firmeza tomando en cuenta que después de cada una de ellas debe permitir que el pecho regrese a su posición inicial, para que la maniobra permita enviar toda la sangre posible al cerebro. El protocolo de resucitación indica que un ciclo de resucitación está compuesto por treinta compresiones y dos ventilaciones, para estas últimas se puede utilizar un dispositivo con bolsa y mascarilla que contenga un filtro de aire [12].

2.4 Simuladores de RCP

Son equipos que simulan torsos de personas, existen diferentes dependiendo la clasificación etaria: pueden ser adultos, pediátricos o neonatos, la mayoría de estos equipos son mecánicos. Estos equipos son utilizados mundialmente ya que permiten practicar la maniobra sin causar daño como sucedería si se practicara en pacientes reales.

2.4.1 Little Anne Classic

Es un torso de RCP adulto de la marca Laerdal, hecho en Noruega, este simulador mecánico permite realizar la maniobra de resucitación; sin embargo, el equipo no permite que el estudiante conozca a qué profundidad y frecuencia realiza las compresiones, si la posición de las manos es la correcta o no y si permite la recuperación completa de la descompresión torácica. En la siguiente imagen se muestra dicho simulador de RCP [13].



Figura 2.4 Little Anne Classic

2.4.2 Sistema de compresión del simulador

Una de las partes mecánicas más importantes de un simulador RCP es el sistema de compresión localizado en el pecho, este permite realizar la maniobra de resucitación gracias al resorte incorporado, el pecho se comprime mediante la fuerza aplicada por la persona y luego regresa a la posición original una vez liberado, además posee un final de carrera que indica que se ha llegado a la profundidad de 5 cm, como se muestra a continuación en la Figura 2.5.



Figura 2.5 Sistema de compresión

2.5 Proceso de enseñanza de RCP utilizando simuladores

Los alumnos de la Carreras de Ciencias de la Salud realizan las prácticas de RCP en los laboratorios de simulación los cuales están equipados para realizar prácticas clínicas y quirúrgicas, por lo general están acompañados de un instructor que según su criterio enseña y evalúa las prácticas, las cuales se realizan en grupos reducidos, como se muestra en la Figura 2.6.



Figura 2.6 Impartición de clases de RCP

2.6 Anatomía Del Torso

El torso está conformado por doce pares de costillas y el esternón. Las costillas se dividen en: costillas verdaderas, costillas falsas y costillas flotantes. Las costillas verdaderas corresponden del primer al séptimo par, y se conectan directamente al esternón. Las costillas falsas corresponden al octavo al décimo par y se conectan a través del cartílago costal al esternón. Las costillas flotantes no se conectan y corresponden al décimo primer y décimo segundo par de costillas. El esternón es el

hueso central de la caja torácica, se conforma de cabeza, cuello, cuerpo y apéndice xifoides. Una de las funciones principales de las costillas es proteger a los órganos como el corazón, pulmones, hígado de posibles traumatismos. Sin embargo, si se llegan a romper, se pueden producir alteraciones como neumotórax o hemotórax que alteran la mecánica ventilatoria, en especial la pérdida de la presión negativa intratorácica.

2.7 El corazón

El corazón es el órgano principal del sistema cardiovascular, está conformado por tejido muscular (miocardio), es autónomo y su función principal es bombear la sangre hacia todo el cuerpo. El corazón está conformado por cuatro cámaras o cavidades: dos aurículas y dos ventrículos. La aurícula derecha se conecta directamente con las venas cava superior e inferior recibiendo la sangre con menor concentración de oxígeno de todo el cuerpo, esta aurícula se conecta con el ventrículo derecho a través de la válvula tricúspide. El ventrículo derecho recibe la sangre de la aurícula derecha y la impulsa a través de la válvula pulmonar hacia la arteria pulmonar para ser oxigenada dentro de los pulmones. La aurícula izquierda recibe la sangre, ya oxigenada proveniente de los pulmones a través de las venas pulmonares e impulsa la sangre hacia el ventrículo izquierdo a través de la válvula mitral. El ventrículo izquierdo tiene más espacio y fuerza dado que tiene que impulsar la sangre, a través de la válvula aórtica, hacia la arteria aorta y el resto de la circulación general. Es el responsable de enviar la sangre oxigenada por las arterias alimentando a todas las células del organismo.

2.8 Electrocardiografía

El electrocardiograma es un examen que evalúa la conducción eléctrica del corazón a través de 12 derivaciones o electrodos que se colocan en diferentes posiciones en el tórax. Estas son: V1, V2, V3, V4, V5, V6, aVR, aVL, aVF, I, II, III. Los datos obtenidos del electrocardiograma son plasmados en un papel termosensible. En el sentido vertical se grafica el voltaje y en sentido horizontal, el tiempo en segundos.

Las ondas electrocardiográficas han sido denominadas P, Q, R, S, T, U y van unidas entre sí por una línea isoeleétrica. La onda P es la primera onda del trazado gráfico, representa la despolarización de las aurículas, su duración normal es menor a 0.10 segundos con una amplitud máxima de 0.25mV. La presencia de esta onda demuestra que el inicio de la activación eléctrica es normal. Está ausente en la fibrilación auricular.

El complejo de ondas QRS representa la despolarización de los ventrículos, su duración esta entre 0.06 segundos a 0.10 segundos. La onda Q es la primera del complejo y es negativa. La onda R es la primera onda positiva del complejo seguida de la onda S que es negativa.

La onda T representa la repolarización de los ventrículos y tiene una menor amplitud que el QRS, en el caso de los niños puede llegar a ser negativa. Existen múltiples patologías asociadas a esta onda como la cardiopatía isquémica o la hiperpotasemia.

La onda U es una onda positiva y de muy escasa amplitud, por ende, es complicada su observación, aparecen inmediatamente después de la onda T.

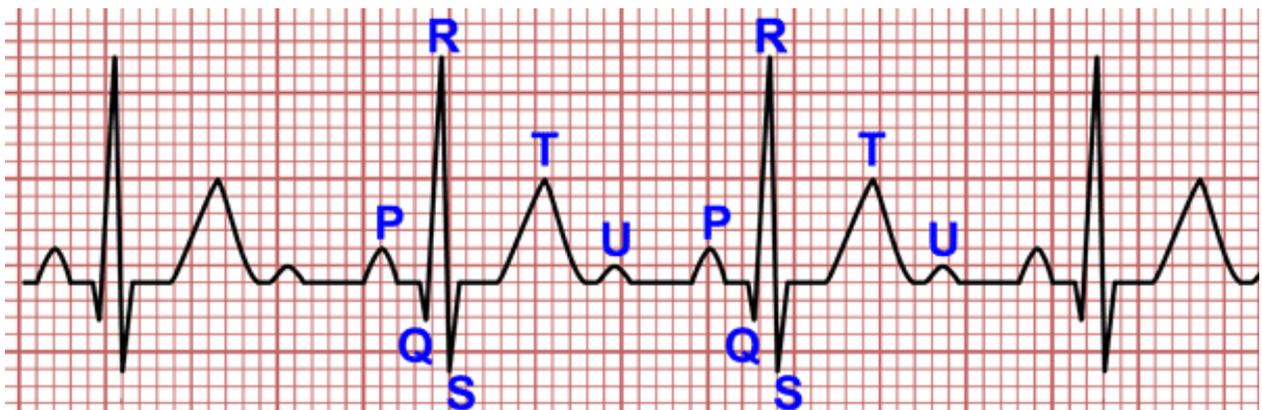


Figura 2.7 Onda PQRSTU [14]

2.9 Arritmias Cardiacas.

Las arritmias son trastornos en la frecuencia cardíaca o del ritmo cardíaco. Cuando el corazón late demasiado rápido se denomina taquicardia y cuando late demasiado lento se denomina bradicardia. Hay diversas causas para la aparición de arritmias cardíacas entre las cuales tenemos: cardiopatías isquémicas, consumo de fármacos con o sin receta, anomalías cardiacas desde el nacimiento, cambios en el sistema eléctrico del corazón ocasionados por la edad. Muchas veces la causa no se puede identificar.

2.10 Asistolia

Es la ausencia que cualquier ritmo cardíaco, quiere decir que el corazón se ha parado, lo que significa que el paciente ha fallecido.

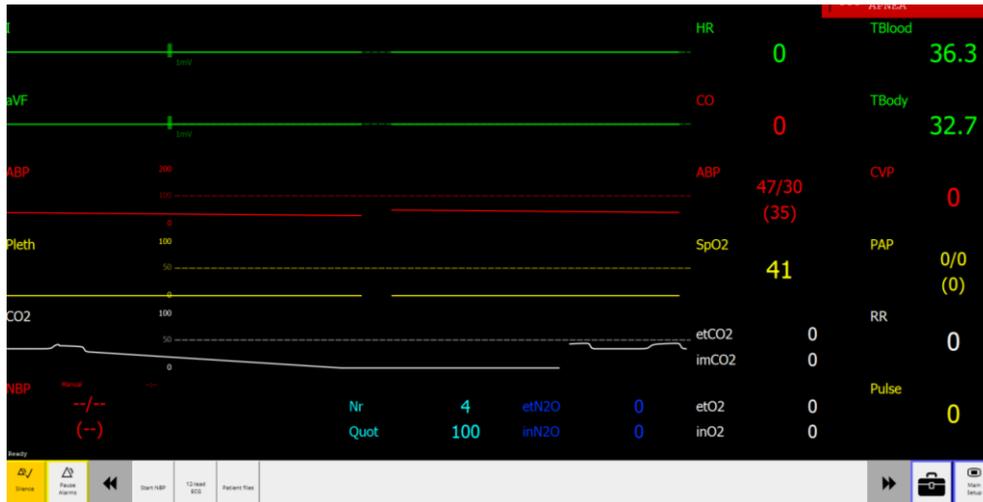


Figura 2.8 Señal Asistólica

2.11 Pulso

Es la onda pulsátil que causa la sangre al pasar por las arterias, originada en la contracción del ventrículo izquierdo del corazón y que resulta en la expansión y la retracción regular de las paredes de las arterias gracias a su elasticidad. Se puede decir que el pulso es el número de veces que se contrae nuestro corazón en un minuto.

Este se puede palpar en zonas por las cuales la arteria pasa cerca de la piel, como son la zona poplítea por detrás de las rodillas; el cuello, la arteria carotídea; el brazo, la arteria braquial; la muñeca, la arteria radial; la ingle, la arteria femoral; el dorso del pie, la arteria pedia. En la siguiente imagen se muestra la localización de las arterias principales de cuerpo humano.

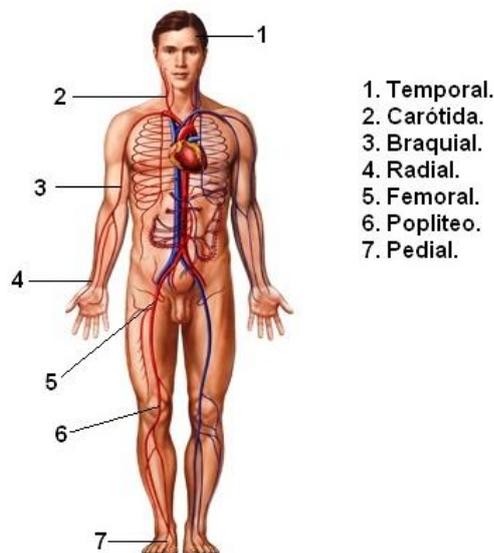


Figura 2.9 Arterias Superficiales [15]

Durante la maniobra de RCP, para realizar el examen del pulso, primero hay que localizar la ubicación de la arteria carotídea, colocar dos dedos realizando una presión ligera y contar los latidos durante un minuto completo.



Figura 2.9 Toma de pulso carotideo

2.12 Algoritmo de RCP de la American Heart Association (AHA)

La Asociación Americana del corazón [16] es una organización sin fines de lucro de origen estadounidense, cuyo objetivo es el de prevenir las enfermedades cardiovasculares, ha aportado positivamente al cuidado de la salud de la población gracias a sus investigaciones científicas y publicaciones de alto impacto.

La AHA ha publicado un algoritmo en el cual se detalla el procedimiento a realizar cuando una persona sufre una Parada Cardio Respiratoria [12].

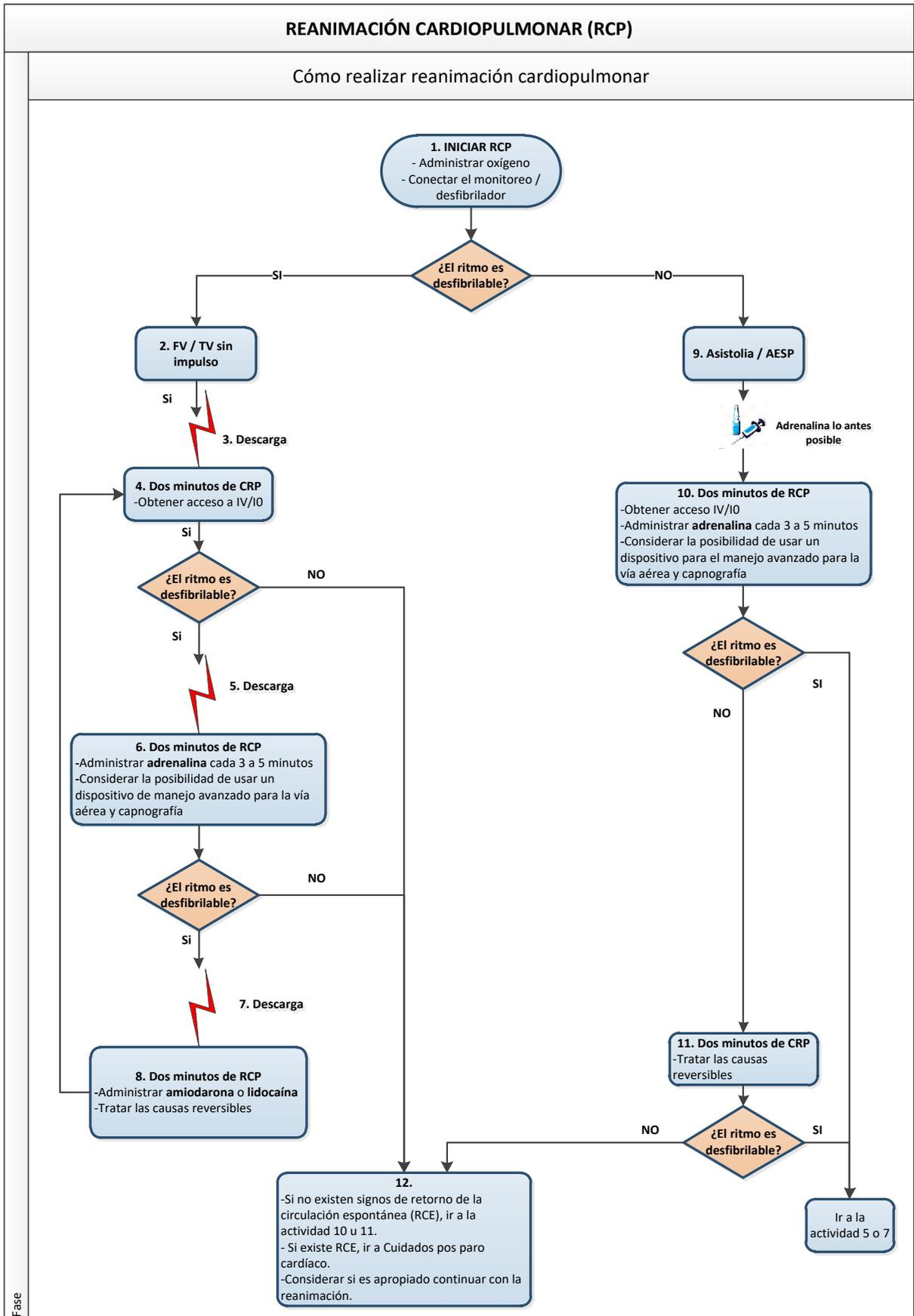


Figura 2.9 Algoritmo de la AHA [12]

2.13 Componentes electrónicos principales

2.13.1 ESP32

Es un microcontrolador, el cual posee un microprocesador Tensilica Xtensa dual-core 32bits LX6, que trabaja a 240MHz, con 448KB ROM, 520 KB RAM, 16 KB SRAM; además incluye comunicaciones Wi-Fi (802.11b/g/n) y Bluetooth V4.2BR/EDR y bluetooth de baja energía, también tiene integrada una antena en la misma PCB. Trabaja con un voltaje de alimentación de 3.0 hasta 3.6V con un rango de temperatura de -40 a 85°C y posee certificaciones BQB (Bluetooth), FCC/CE-RED/SRRC (Radio frecuencia) REACH/RoHS (Certificado verde) [17].



Figura 2.10 Ilustración del ESP32-WROOM-32E [17]

2.13.2 Sensor de proximidad

El sensor proximidad mediante infrarrojos (IR: 940nm) VCNL4040 [18] es un sensor de bajos costo es capaz de medir distancias 0 a 20cm, además se comunica mediante protocolo I2C, se alimenta con voltajes de 2.5 a 3.6V y consume una corriente de 20mA.



Figura 2.11 Ilustración del VCNL4040 [19]

2.13.3 Sensor de fuerza

Los sensores de fuerza tipo galgas extensiométricas de la serie FSR UX, son capaces de detectar cuando se aplica una fuerza externa a un objeto estacionario, su rango de

acción varía entre 0 a 150N y posee varios tamaños [20]. Las galgas extensiométricas son una de las herramientas más importantes en la técnica aplicada de medición eléctrica de magnitudes mecánicas.

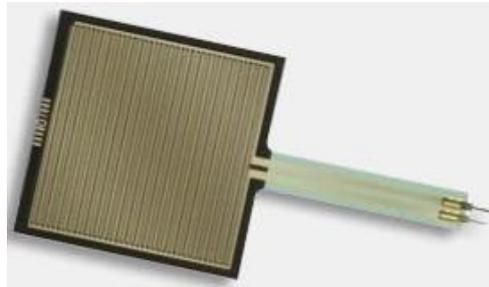


Figura 2.12 Ilustración del sensor de fuerza FSR X 406 [21]

2.13.4 Motor DC tipo moneda

Los motores DC tipo moneda (pastilla), son motores vibradores planos, que trabajan con una corriente máxima de 150mA y son muy útiles para simular la presencia de pulso [22], [23].



Figura 2.13 Ilustración del Motor DC tipo moneda KI1 554 [22]

2.13.5 App inventor

Es una plataforma gratuita ejecutable en cualquier navegador web, diseñada e implementada por Google Labs, que permite fácilmente y de forma visual elaborar aplicaciones que corren en Android, ya que posee una serie de herramientas básicas ordenadas a manera de bloques, que se deben enlazar para que cumplan la lógica de programación deseada; sin embargo, por su simplicidad App Inventor está limitada, pero puede cubrir un gran número de requerimientos en un dispositivo móvil Android [24].

2.13.6 Arduino IDE

Es un entorno de desarrollo de software de código abierto, el cual permite crear programas capaces de ejecutarse en diferentes placas de desarrollo, además posee una gran cantidad de librerías y tutoriales. [25]

CAPÍTULO 3

3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN

En este capítulo se detallan los requerimientos necesarios para que el sistema electrónico, sea el adecuado para monitorear correctamente los parámetros de profundidad, ubicación y frecuencia, que permiten evaluar la calidad de la RCP realizado por los practicantes; además se detalla el diseño y la implementación tanto en hardware como en software y la instalación, configuración y verificación del sistema.

3.1 Especificaciones del sistema electrónico.

El sistema electrónico del presente proyecto, mediante sensores, debe ser capaz de medir adecuadamente la profundidad, ubicación y frecuencia de la maniobra de RCP, entendiéndose por profundidad a la distancia vertical recorrida por el tórax al momento de la maniobra la cual debe ser entre 5 y 6cm [26], esto se logró mediante el sensor de proximidad VCNL4040 [18], el cual es capaz de medir distancias de 0 a 20cm; así mismo se define como ubicación, a la colocación de las manos en el punto correcto para realizar la maniobra, siendo este punto el centro inferior del esternón [26], lo cual se consiguió mediante un pequeño sensor de fuerza FSR UX 400 [27] que puede detectar de 0.5N a 150N y con este mismo principio se utilizó un FSR UX 406 [21] para detectar la presencia de ventilaciones; de forma similar la frecuencia se calculó mediante programación en el chip ESP32 [28] usando ecuaciones, recordando que estas deben ser entre 100 y 120 compresiones por minuto [12], [16].

Además para que se tenga una realimentación adecuada y en tiempo real de la ejecución de la maniobra hacia los practicantes o evaluadores, se consideró un interfaz intuitiva y de fácil manejo, para lo cual se optó por realizar una aplicación móvil basada en App Inventor [24] para dispositivos Android.

Adicionalmente en el sistema se consideró actuadores e indicadores, que sirven para que el practicante pueda adquirir la memoria muscular adecuada de cómo debe realizar la RCP, por lo cual se utiliza un Buzzer y leds indicadores, los cuales emiten alertas sonoras y visuales, además de un motor vibrador tipo moneda que sirve para simular la presencia o no de pulso carotideo, al igual que variar su frecuencia; recordando que para que el chip ESP32 pueda manejar estos periféricos se debe realizar los

acondicionamientos necesarios, los cuales se embebió en una placa de circuito impreso (PCB).

3.2 Diseño e implementación del hardware del sistema.

Para el diseño y la implementación del hardware del sistema y teniendo claro las especificaciones que tendrá el mismo, se consideró para el diseño principalmente las hojas de datos de los elementos que se utilizarán y para la implementación en PCB se consideró la norma IPC-2221A [29], [30].

3.2.1 Diseño del hardware del sistema

Este sistema electrónico se basó en un chip ESP32, ya que es un chip de bajo costo, muy comercializado a nivel mundial, por lo cual se tiene una serie de librerías que facilitan el desarrollo de programas, tanto en Micro Python [31] pero aún más con Arduino IDE [32], [33]; también se debe resaltar sus capacidades de comunicación entre las cuales posee dos canales de comunicación I2C [34], que lo vuelve muy versátil al momento de comunicarse con otros elementos; así mismo es capaz de leer voltajes analógicos entre 0 y 3Vdc, ya que posee 18 canales para dicha medición, usando un convertor digital analógico (ADC) de 12bits, por lo que sus valores digitales varían de 0 a 4095 [35]; análogamente posee 16 salidas digitales por modulación de ancho de pulso (PWM) [36] que sirven para manejar adecuadamente de diferentes actuadores; pero una de las características principales y la que lo vuelven un chip atractivo para su utilización es que posee conexión inalámbrica mediante Wifi 2.4 GHz (150 Mbits/s) y Bluetooth v4.2 de baja energía, sin la necesidad de usar otro chip [37].

Considerando que el corazón del sistema es el chip ESP32, en las siguientes secciones se desarrollaran los diseños de hardware necesarios para acoplar tanto sensores como actuadores al chip.

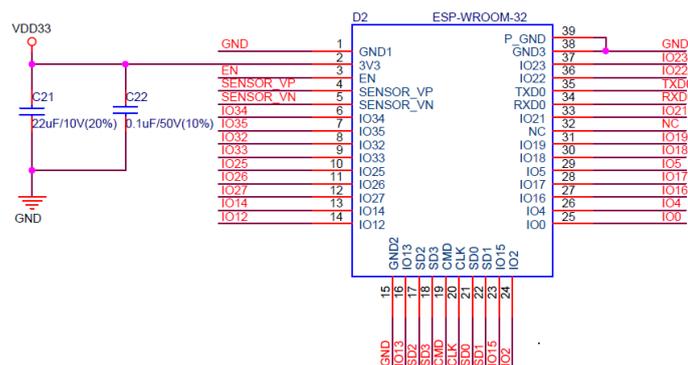


Figura 3.1 Esquemático del chip ESP32 [38]

3.2.1.1 Circuito de alimentación del sistema

Considerando que el sistema será alimentado por un convertor AC/DC (adaptador) de 5V 3A tipo Micro USB (Figura 3.2) y que el chip funciona a 3.3V se debe utilizar un regulador de voltaje AMS1117-3.3V para energizarlo, cuyo circuito de acondicionamiento se presenta en la Figura 3.3.



Figura 3.2. Fuente 5V 3A [39]

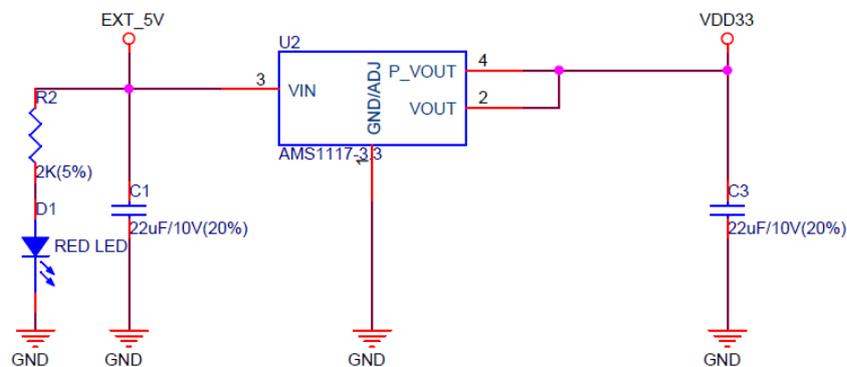


Figura 3.3 Circuito de energización [38]

3.2.1.2 Circuito de programación del ESP32

El presente proyecto al tratarse de un prototipo previo a comercialización, está sujeto a posibles modificaciones de software hasta llegar a la versión comercial es así que en la PCB se debe colocar el circuito que permite la programación del chip ESP32, el cual consta de los pines de alimentación y comunicación del chip, además de los pulsadores de habilitación y arranque con sus respectivos elementos auxiliares para su correcto funcionamiento, este circuito considerando el chip ESP32WROOM32E [40], se extrajo de la hoja de datos de la tarjeta ESP32-DevKitC V4 [38], [41].

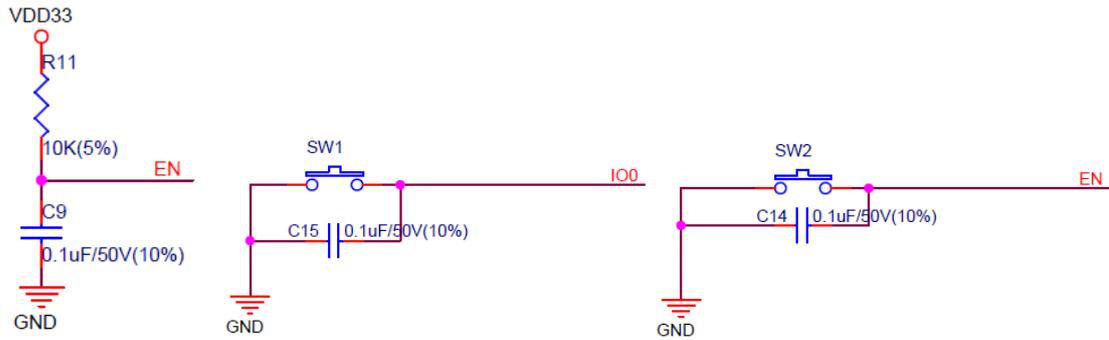


Figura 3.4 Circuito de programación del ESP32 [38]

3.2.1.3 Circuito de leds indicadores.

En el presente proyecto se utiliza leds indicadores en la PCB principal para mostrar situaciones de interés y que son de ayuda para la prueba del sistema, entre estas situaciones se tiene:

- Funcionamiento correcto del programa
- Detección de ubicación correcta de las manos
- Detección de ventilaciones

Para lo cual se utiliza el circuito mencionado en la hoja de datos [42] ya que estos leds son SMD y se enciende con 3.3V.

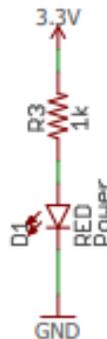


Figura 3.5. Circuito de leds indicadores SMD

Por otro lado, en sistema electrónico posee Leds indicadores con tecnología pasante (THT) que se ubicarán al exterior del maniquí, se optó por este tipo de leds ya que se los puede diferenciar de mejor manera al ser utilizados como indicadores, permitiendo identificar los siguientes eventos:

- El correcto funcionamiento del sistema, mediante un led azul
- Que se está realizando una compresión, mediante un led Naranja

- Que la compresión cumple con la posición y distancia correcta (entre 5 y 6cm), mediante un led verde.
- Que la compresión es demasiado profunda (mayor a 6cm), mediante un led rojo.

Pero debido a que para que se enciendan correctamente los led THT se deben cumplir las siguientes condiciones [43], [44]:

Tabla 3.1 Características de leds THT [43], [44]

Color de led	V _f : Tensión directa (V)	I _f : corriente directa (mA)
Azul	2.8	20
Naranja	1.8	20
Verde	2.8	20
Rojo	1.8	20

Por lo que para que se enciendan de la forma correcta se debe colocar en serie al led una resistencia cuyo valor se calculará mediante la siguiente ecuación:

$$R = \frac{V_s - V_f}{I_f} \quad (3.1)$$

Donde:

- V_s: Voltaje de alimentación (voltaje del pin, en este caso 3.3V)
- V_f: Voltaje directo (necesario para encender el led)
- I_f: Corriente directa (necesaria para encender el led)

Por lo que se tiene la siguiente tabla de resistencias a colocarse en el circuito:

Tabla 3.2 Resistencias para leds THT

Color de led	R _s : resistencia en serie (Ω)
Azul	25
Naranja	75
Verde	25
Rojo	75

Con esta referencia, por facilidad al momento de adquirir los elementos y ya que se debe usar resistencias superiores a la referencia, en el diseño se utilizará resistencias de 100Ω, además debido a que los leds naranja, verde y rojo, funcionarán uno a la vez se realiza un arreglo para que solo se utilice una resistencia, es así que el esquemático del

circuito de leds indicadores externos es el presentado en la Figura 3.6 el cual posee un conector JST vertical de 5 pines, para ser conectado a la placa principal.

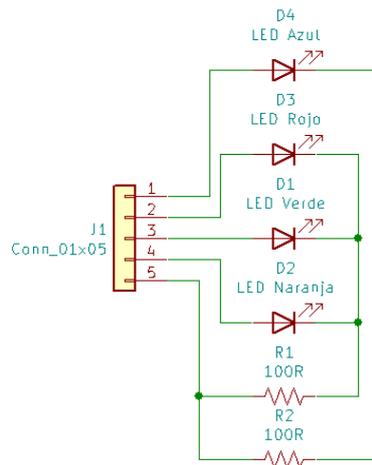


Figura 3.6 Esquemático de la PCB de leds indicadores externos.

3.2.1.4 Circuito para lectura de señales analógicas

Ya que el sistema electrónico debe ser capaz de medir la adecuada colocación de las manos para realizar la maniobra y además debe detectar ventilaciones, se optó por usar sensores de fuerza tipo galgas extensiométricas de la serie FSR UX, las mismas que son capaces de detectar fuerzas de 0.5 a 150N, esta decisión fue tomada ya que las galgas de esta serie soportan fuerzas mayores sin sufrir daños además de ser económicas.

El sensor de fuerza que es usado para detectar la correcta posición de las manos es el FSR UX 400 ya que al ser el más pequeño de la serie es capaz de aguantar una fuerza mayor, pues al momento de realizar la maniobra la fuerza ejercida es de 500N [45] pero se distribuye en todo el talón de la mano, además se colocó al sensor de tal manera que se ubique en el hueco del talón de la mano, también se consideró que el maniquí posee una esponja y una cobertura, lo cual reduce el impacto que podría producirse en dicho sensor; de esta forma su funcionalidad y durabilidad pudo comprobarse al usarlo en maniobras de RCP por un aproximado de 4 meses, tiempo medido desde la instalación de los sensores de fuerza en el maniquí y que sirvieron para pruebas y calibraciones del sistema, así como también para los ensayos iniciales de RCP, con el personal médico que emitió una retroalimentación del sistema.

Por otro lado, el sensor fuerza que es usado para detectar la presencia de ventilaciones es el FSR UX 406, ya que en este caso se requiere que detecte el momento en que la funda que emula los pulmones se expanda, lo cual no genera una fuerza puntual, sino

que es distribuida en un área mayor, esto se comprobó en la práctica al usar varios tamaños de sensores de fuerza de la misma serie.

Con estas consideraciones se deben acondicionar los sensores de fuerza de tal manera que el ESP32 pueda leer la variación de voltaje que producen, para lo cual se implementó el circuito mostrado en la hoja de especificaciones de las galgas el mismo que presenta en la Figura 3.7, considerando una resistencia R_M de $8.2K\Omega$ debido a que el chip ESP32 solo puede recibir voltajes analógicos inferiores a $3.3V$; además se utilizó el amplificador operacional de dos canales LM358 energizado con $5V$, usando un canal para el sensor de posición y el otro para el sensor de ventilaciones.

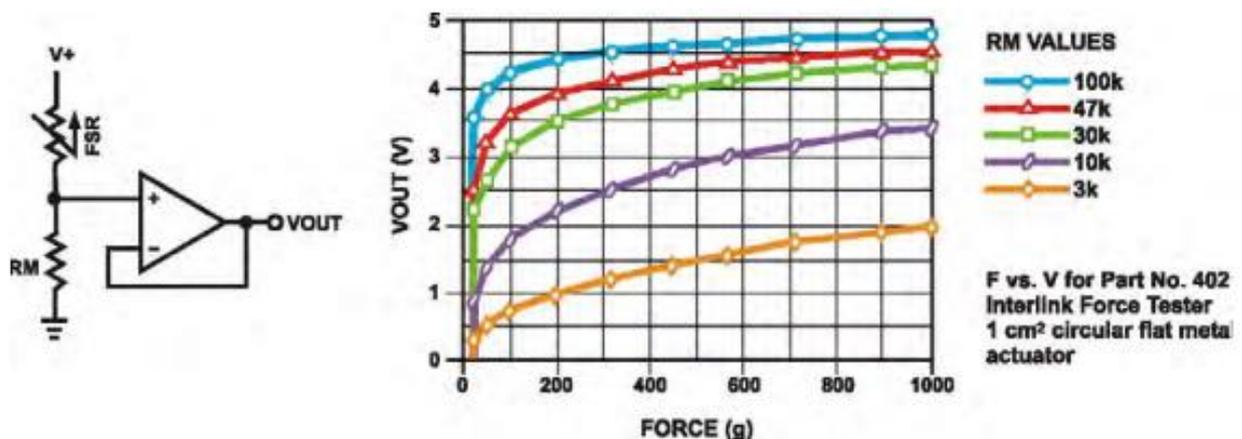


Figura 3.7 Circuito de acondicionamiento de sensor de fuerza FSR UX [20]

3.2.1.5 Circuito de acondicionamiento del sensor de proximidad.

Como se explicó anteriormente para medir la distancia vertical recorrida por el tórax al momento de la maniobra se escogió el sensor de proximidad mediante infrarrojos (IR) VCNL4040 [18], por su bajo costo y ya que no se necesita tener un valor exacto de medición en milímetros, sino tener una referencia que represente la distancia medida; esto se logra cabalmente, ya que este sensor a pesar de ser cualitativo, la salida varía con la distancia del objeto, el color de la superficie y la reflectividad, pero como se lo colocó en un ambiente homogéneo donde no cambia el color y mucho menos la reflectividad, se considera que la salida solo se ve afectada por la distancia. Este sensor es capaz de medir distancias de 0 a 20cm y entrega valores de 0 a 65535(cerca), mediante comunicación I2C, además cuenta con persistencia inteligente, que evita el error de cálculo de la detección de proximidad manteniendo un tiempo de respuesta rápido.

Se eligió este sensor a más de las razones antes mencionadas, ya que al compararlo con un sensor analógico de características similares como es el sensor mediante infrarrojos Sharp GP2Y0A41SK0F [46], este a pesar de ser más rápido en su respuesta presentaba mucho ruido, lo cual se mejoró con filtros digitales y analógicos activos, sin embargo, aleatoriamente presentaba una serie de oscilaciones de gran amplitud lo cual se intentó corregir con programación mediante ventanas de variaciones permitidas, pero de igual forma afectó al sistema, es así que se desechó esta posibilidad.

Por lo que para el presente proyecto al usarse el sensor VCNL4040 se debe considerar su circuito de acondicionamiento, el mismo que se muestra en la Figura 3.8

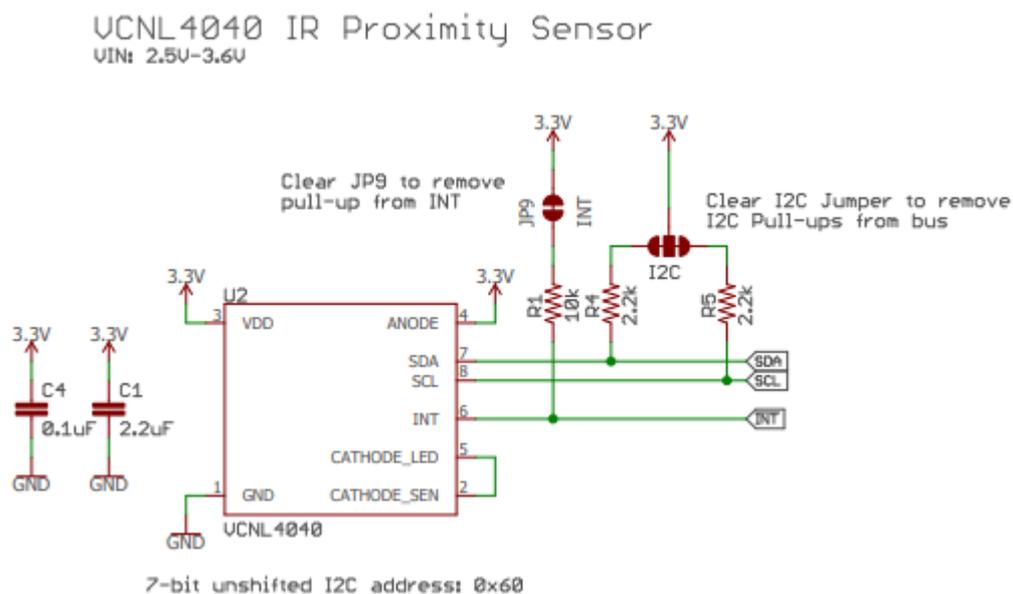
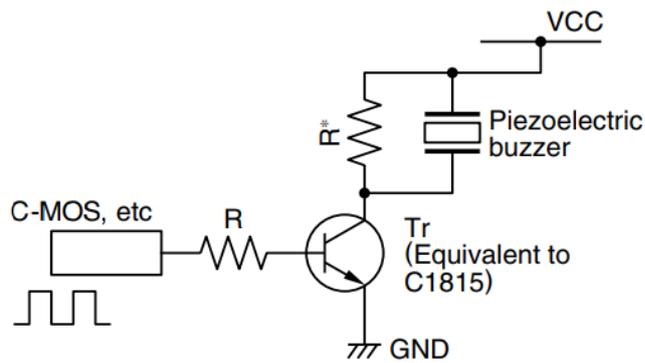


Figura 3.8 Circuito de acondicionamiento del sensor de proximidad VCNL4040 [42]

3.2.1.6 Circuito para accionamiento de buzzer

En el presente sistema se utilizó un buzzer como alarma de cuando la compresión sobrepasaba la distancia segura de 6cm [26] y también como un indicador de la frecuencia con que se deben realizar las compresiones, entre 100 y 120 CPM. [12], [16], por lo que para que el chip ESP32 pueda manejar este elemento se requiere de un circuito de acondicionamiento que se extrajo de la hoja de datos del Buzzer [47] basado en un transistor, en este caso se escogió el transistor MMBT2222A [48] y considerando una resistencia en la base de 1K Ω y con voltaje de alimentación de 5V.



* Resistor to do charging and discharging to a piezoelectric element (Value of about $1k\Omega$ is good efficiency).

Figura 3.9 Circuito de acondicionamiento de buzzer [47]

3.2.1.7 Circuito para accionamiento de motor vibrador tipo moneda

Para que el chip ESP32 pueda manejar el motor vibrador tipo moneda [22], [23] que servirá para simular la presencia de pulso carotideo, se debe implementar un circuito de acondicionamiento ya que el chip no es capaz de manejar la corriente requerida por el motor (150mA max); pero debido a que en la hoja de datos no se encontró un circuito de acondicionamiento específico y recordando que el tipo de carga es similar a la de un buzzer, se optó por implementar el mismo circuito que se presentó en la Figura 3.9, pues el transistor utilizado aún puede manejar estas corrientes, además se coloca silicona caliente sobre el motor para suavizar los bordes y asemejar a la fisionomía humana.

3.2.2 Implementación del hardware del sistema

Teniendo claro todos los circuitos que se deben implementar y al tratarse de un hardware simple no requirió simulación, pero sí de pruebas previas en protoboard antes de la implementación definitiva en una PCB, para esto se utilizó por facilidad el módulo ESP32-DevKitC V4 [41] y el módulo Qwiic Proximity Sensor VCNL4040 [18], una fotografía del circuito funcional en protoboard se presenta en la Figura 3.10. En este paso se discutió con personal médico que ha recibido el entrenamiento, para mejorar la experiencia del usuario y así afinar el diseño, por lo cual se aumentó al diseño original:

- Leds indicadores externos.
- Alarma sonora de exceso de profundidad en la compresión (no en modo entrenamiento)
- Historial de compresiones por minuto en modo entrenamiento.

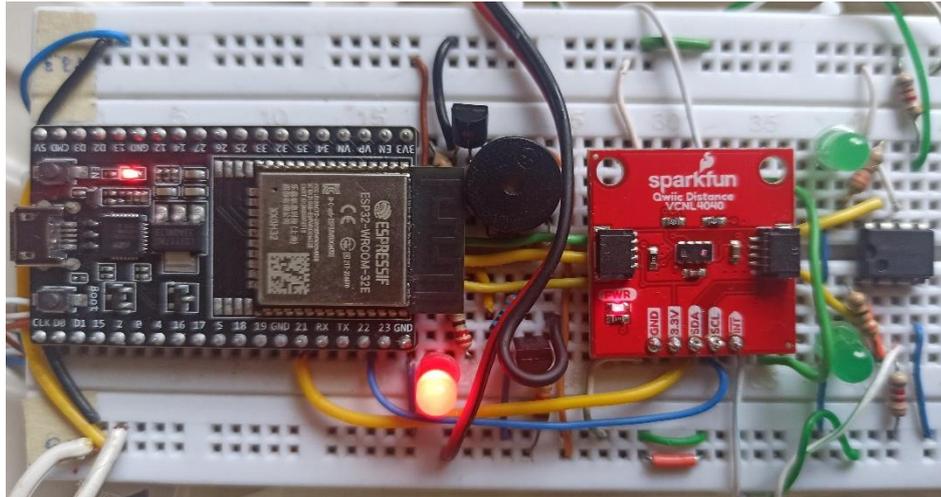


Figura 3.10 Circuito funcional en protoboard.

En la implementación también se consideró la ubicación correcta de los sensores de fuerza y el motor vibrador, asimismo la mejor colocación de los leds indicadores externos, en tal virtud se tiene:

- Sensor de fuerza de ubicación de las manos: se colocó en centro inferior del esternón, considerando que se ubique en el hueco del talón de la muñeca, como muestra en la Figura 3.11
- Sensor de fuerza para ventilaciones: se colocó en el centro superior del esternón, a la altura de la segunda vertebra (Figura 3.11).
- Motor vibrador: se ubicó en el cuello al costado de la tráquea [49] pues aquí es donde la literatura explica que se debe sentir el pulso carotideo.
- Leds indicadores externos: se ubicaron a la altura del omoplato, pues el maniquí posee unas pestañas que son de utilidad para el agarre de estos indicadores.
- Conector de alimentación: este fue colocado en la parte inferior del maniquí, aprovechando la existencia de una abertura de fábrica.



Figura 3.11 Ubicación de los sensores de fuerza.

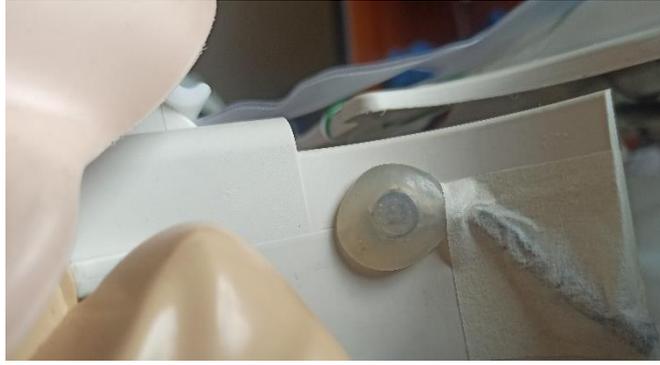


Figura 3.12 Ubicación del motor vibrador



Figura 3.13 Ubicación de los leds indicadores externos



Figura 3.14 Ubicación de conector de alimentación.

3.2.2.1 Implementación de los esquemáticos del sistema.

Con estas consideraciones se procedió a realizar las pruebas de funcionamiento, las cuales fueron superadas exitosamente, con lo que se procedió a diseñar las PCBs necesarias para acoplar los elementos de forma sencilla, para esto se desarrollan los diferentes esquemáticos, los mismos que se presentan en el Apéndice A. Las PCBs desarrolladas se conectan basándose en el siguiente el esquema presentado por la Figura 3.15.

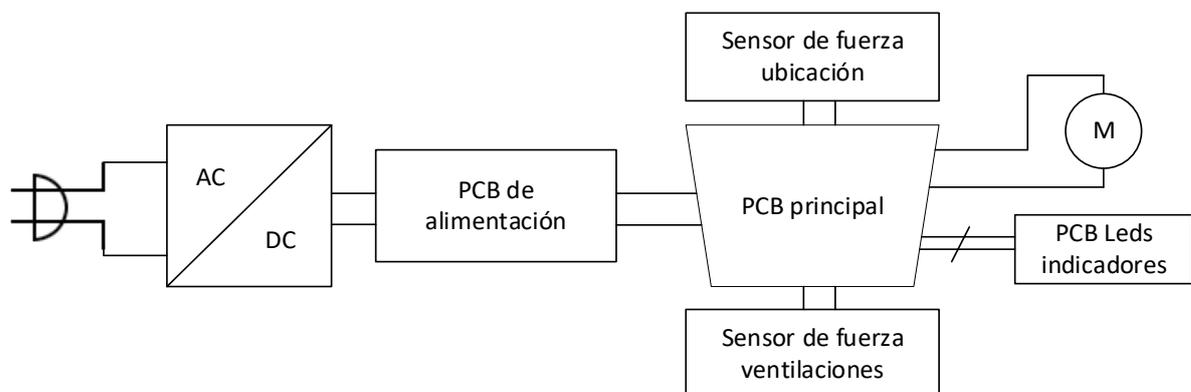


Figura 3.15 Esquemático de conexiones del sistema

3.2.2.2 Implementación de las PCBs del sistema.

La implementación de las PCBs desde sus esquemáticos fue realizada en KiCad 5.1.10 [50], ya que es un software de diseño electrónico de código abierto y tomando en cuenta el estándar genérico en el diseño de circuitos impresos IPC-2221A [29], [30]; de esta forma se consideran ciertos criterios, como el ancho mínimo de pistas, el espaciado entre ellas, el tamaño de vía mínima o la forma adecuada de rutear; sin embargo y ya que para la fabricación de las PCBs finales se consideró a una empresa ecuatoriana [51], que tiene los siguientes requerimientos mínimos:

- La tolerancia de pared para la fabricación de PCBs es un mínimo entre pad y agujero de cualquier elemento es 0.5mm.
- Para las vías la tolerancia mínima es de 0.3mm de pared.
- El clearance mínima deber ser de 0.5mm.

Adicionalmente se debió considerar la forma que debe tener la PCB principal y el lugar donde irán los agujeros para colocar los tornillos; como también la forma de las PCBs de alimentación y la de leds indicadores, por lo que algunas vistas en 3D de las PCBs desarrolladas en KiCad se presentan en las siguientes figuras.

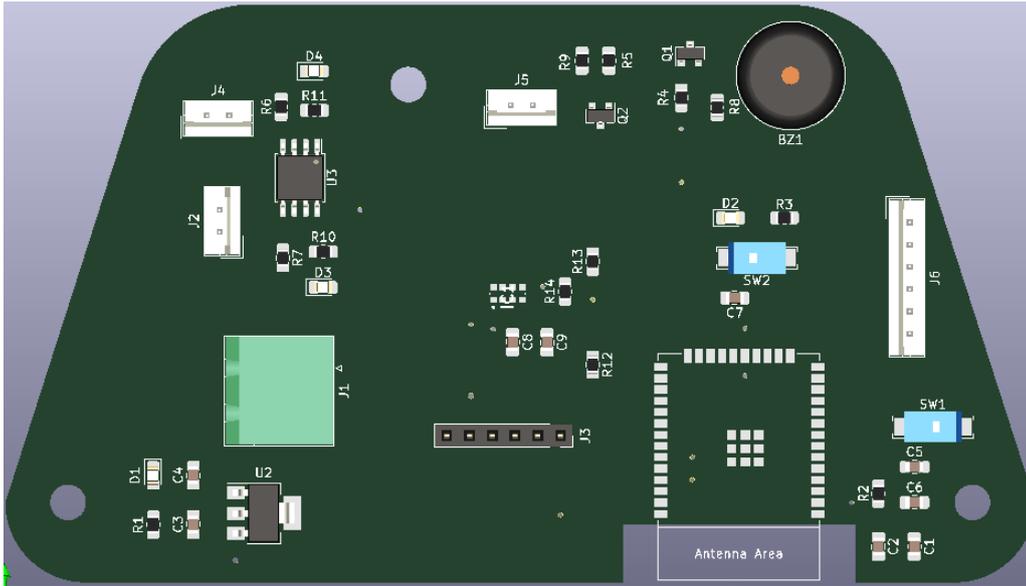


Figura 3.16 Vista en 3D de la PCB principal

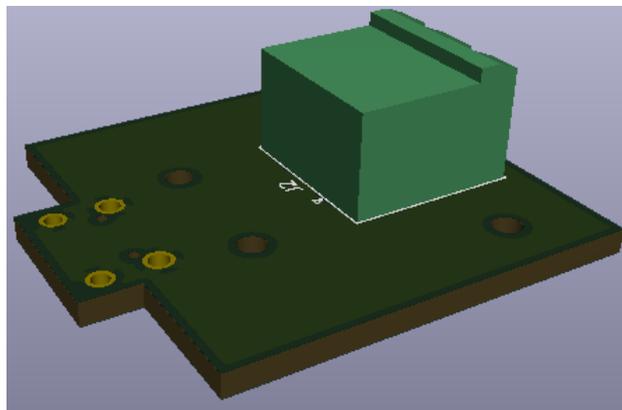


Figura 3.17 Vista en 3D de la PCB de alimentación

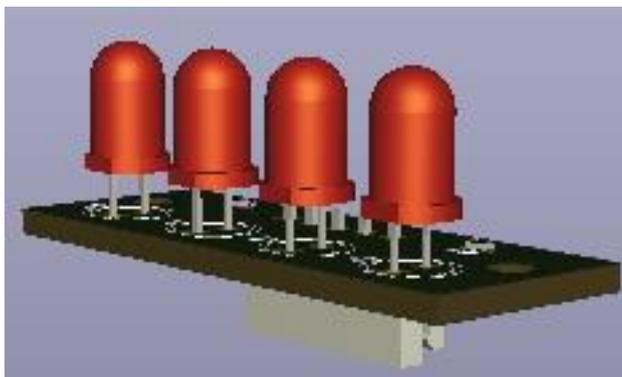


Figura 3.18 Vista en 3D de la PCB de led indicadores externos

Con estos antecedentes, en las siguientes figuras se presentan las PCBs implementadas.

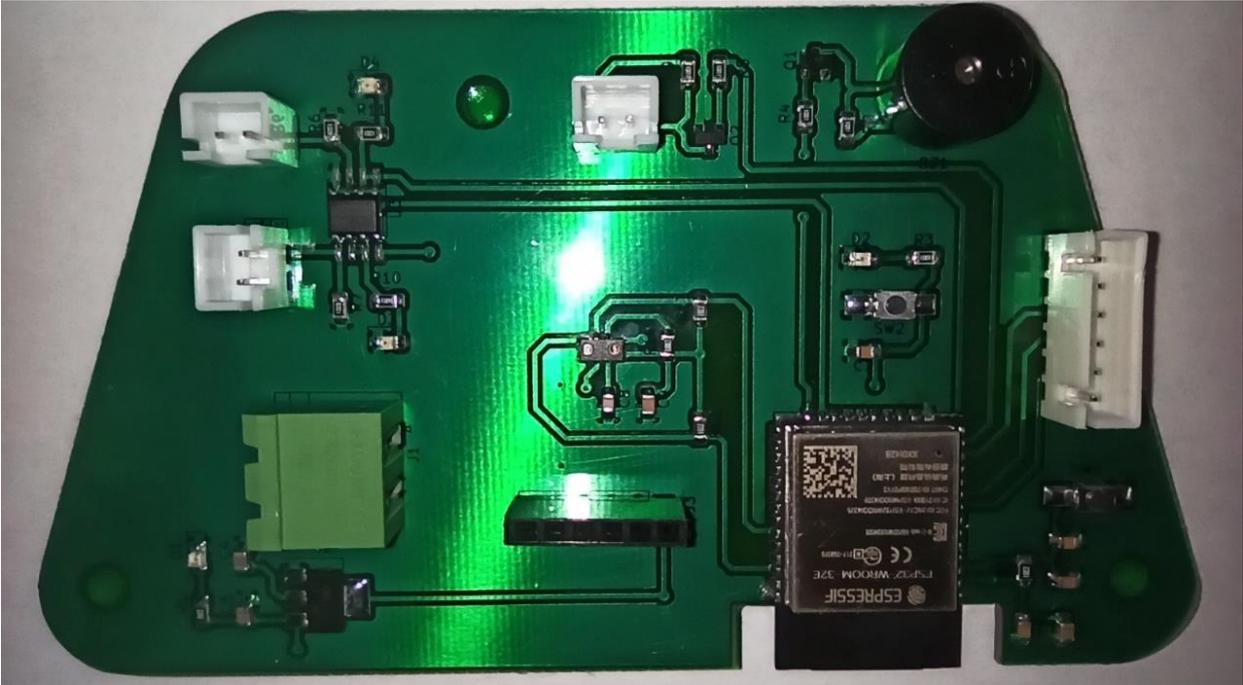


Figura 3.19 Fotografía de la PCB principal



Figura 3.20 Fotografía de la PCB de alimentación

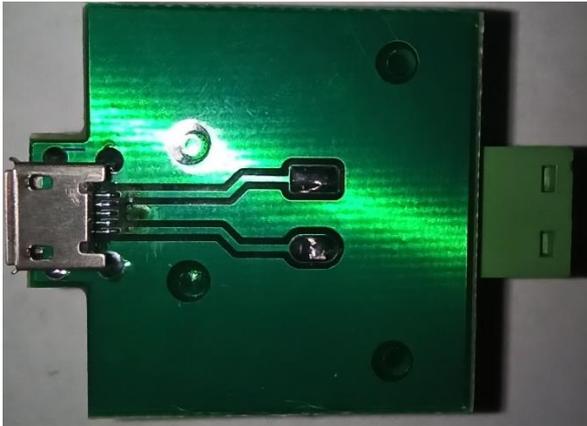


Figura 3.21 Fotografía de la PCB de leds indicadores externos

3.2.2.3 Implementación de soportes

Debido a que el maniquí de fábrica posee soporte mediante tornillos, solo para la PCB principal, se requirió diseñar soportes para la PCB de alimentación y la de leds indicadores, para lo cual se diseñó en 3D las piezas utilizando AutoDesk Fusion (Licencia educativa, brindada por ESPOL), cuyas vistas en 3D se presentan en la Figura 3.22 y Figura 3.23 y que al imprimirse en PLA negro se obtuvo los siguientes resultados.

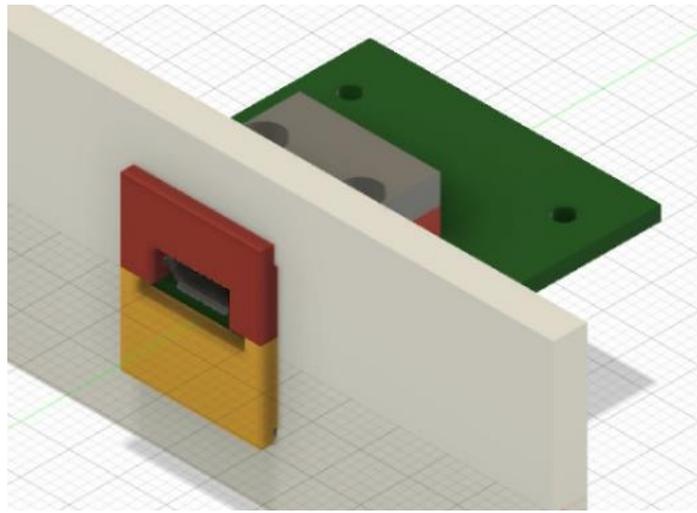


Figura 3.22 Vista en 3D del soporte para PCB de alimentación

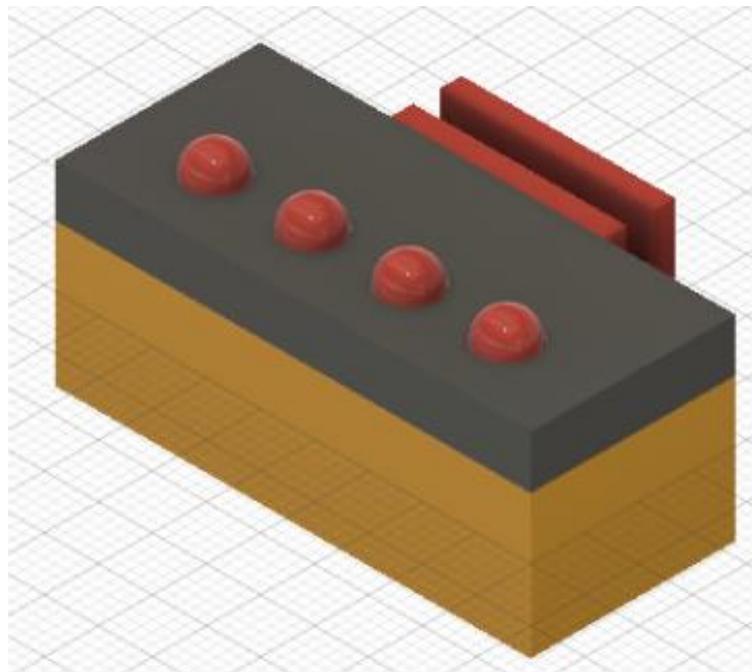


Figura 3.23 Vista en 3D del soporte para PCB de leds indicadores

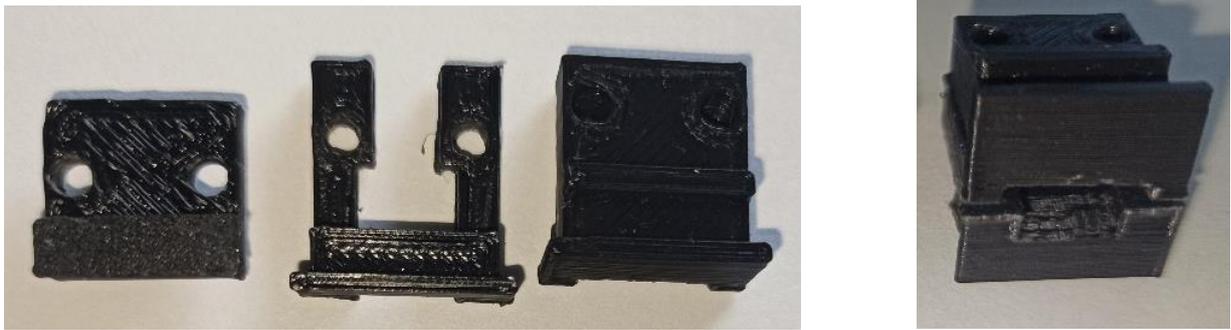


Figura 3.24 Soporte para PCB de alimentación

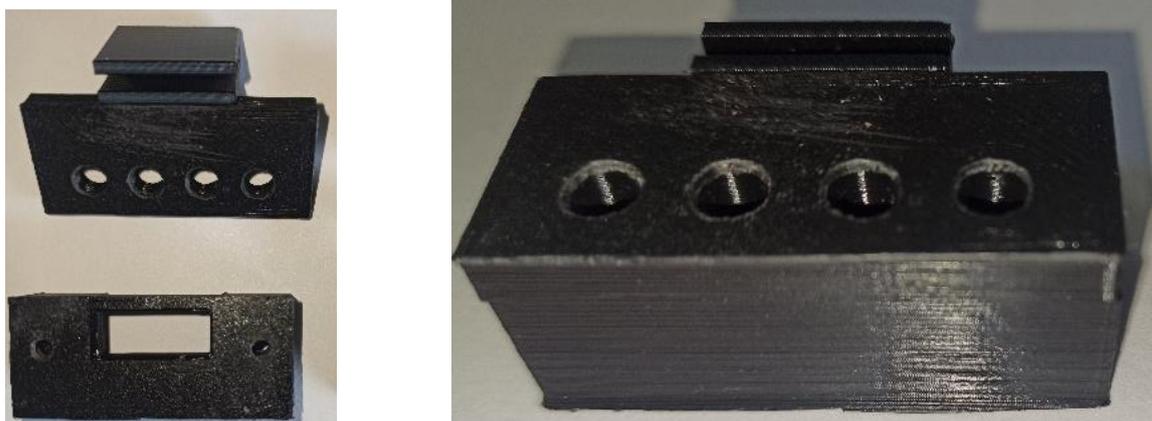


Figura 3.25 Soporte para PCB de leds indicadores

3.3 Diseño e implementación del software del microcontrolador

Como se explicó anteriormente, el presente proyecto se implementó basado en un chip ESP32 y se desarrolló el programa en Arduino IDE, considerando todos los requerimientos anteriormente mencionados. El diagrama de flujo general que se siguió es el que se presenta en la Figura 3.26.

Además, en la Figura 3.27 se presenta el diagrama de flujo del subproceso de Generar sonido buzzer y en la Figura 3.28 se presenta el diagrama de flujo del subproceso Leer distancia de compresión y cálculo de parámetros; los cuales son los subprocesos principales.

El Apéndice B presenta los diagramas de flujo de los demás subprocesos.

Considerando estos diagramas de flujo, el código del programa que se implementó en Arduino IDE, se presenta en formato de texto plano en el Apéndice C.

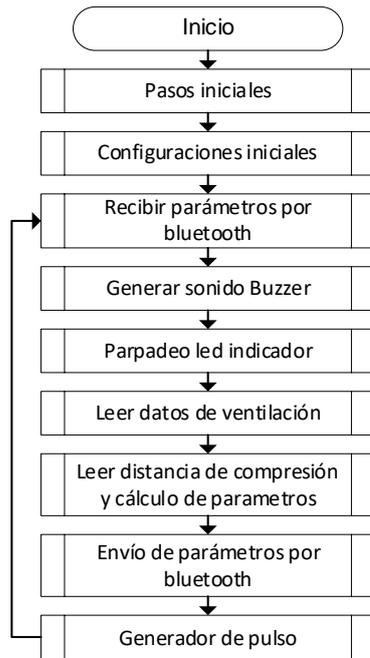


Figura 3.26 Diagrama de flujo general del programa del ESP32

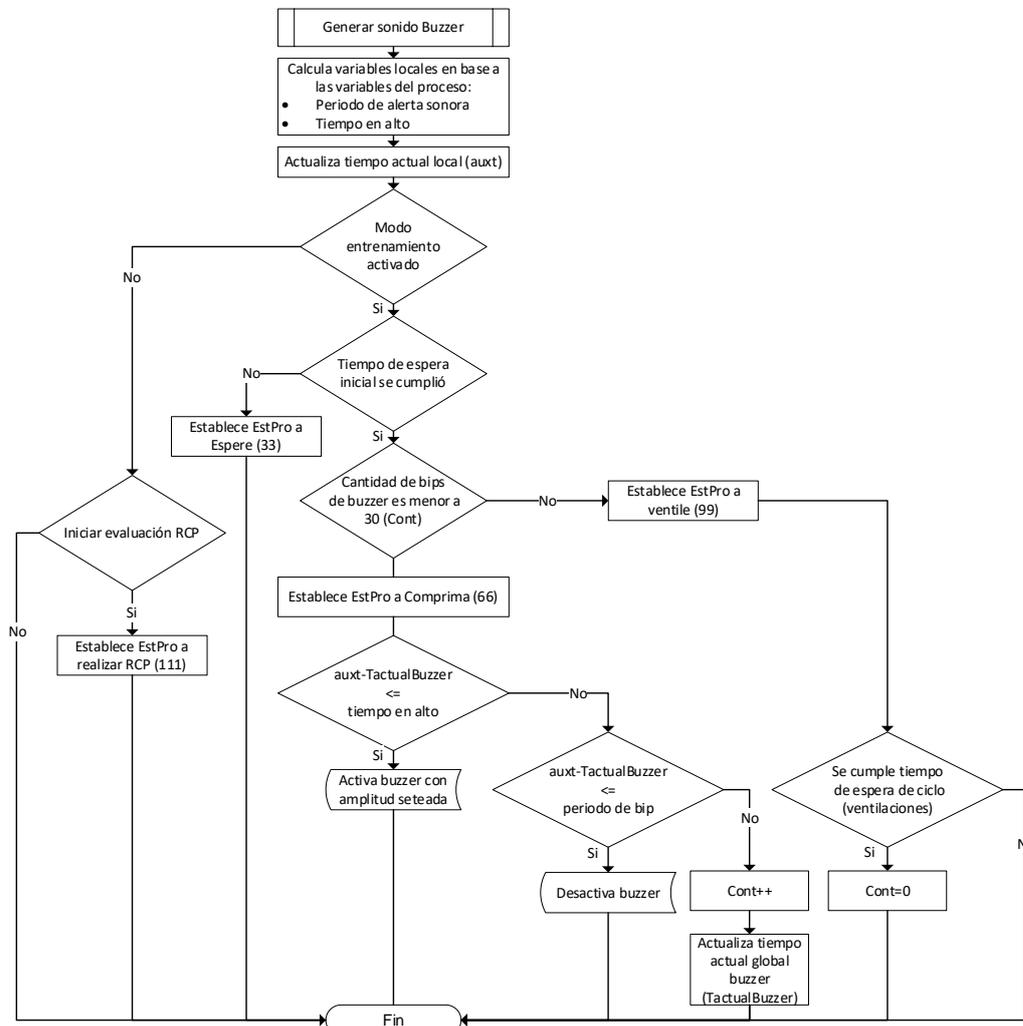


Figura 3.27 Diagrama de flujo del subproceso “Generar sonido Buzzer”

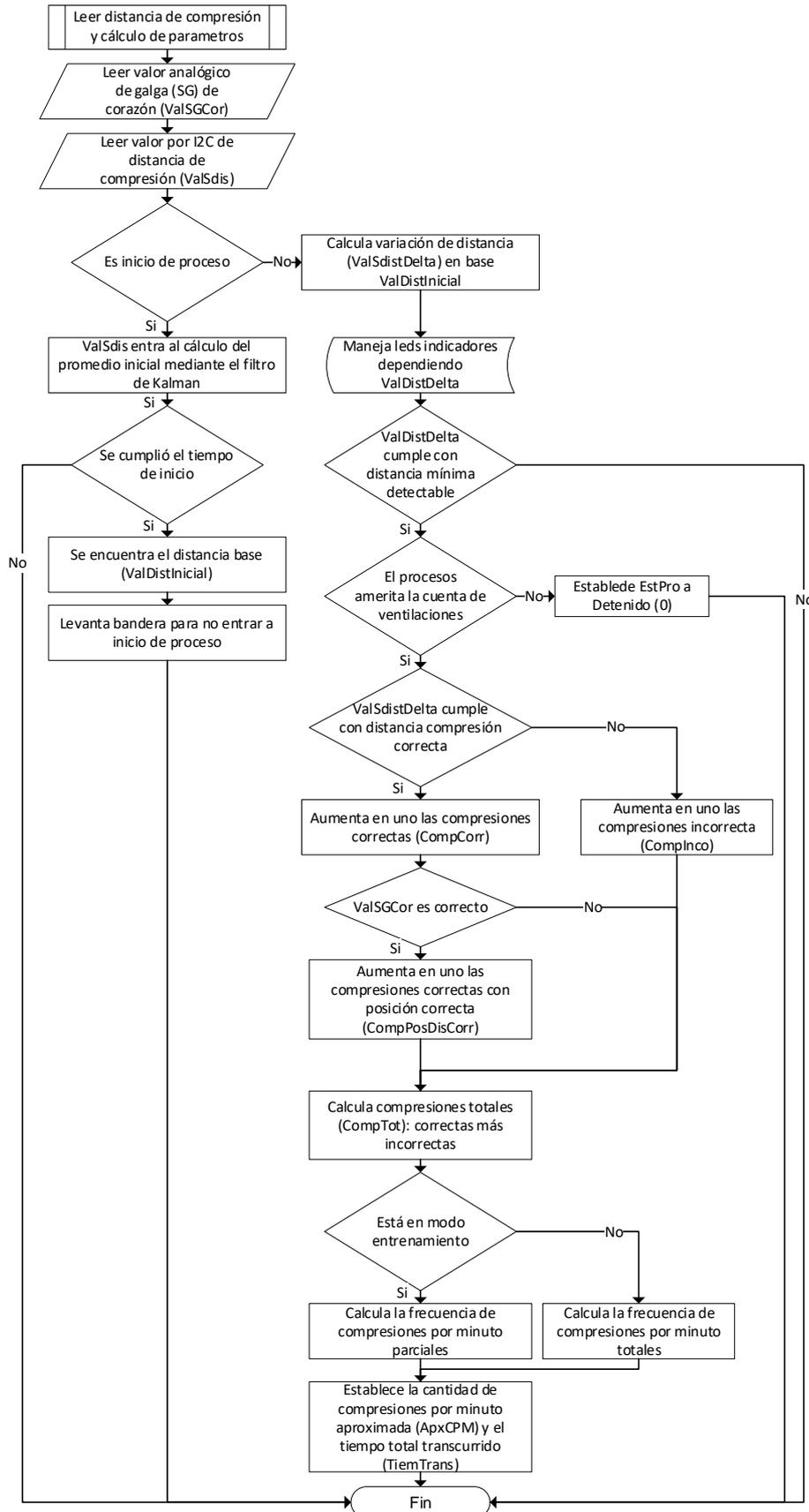


Figura 3.28 Diagrama de flujo del subproceso “Leer distancia de compresión y cálculo de parámetros”

3.4 Diseño e implementación de la interfase de manejo del sistema.

La interfase de manejo del sistema se desarrolló en App Inventor [24], ya que aunque es simple de manejar y tiene funciones limitadas, es suficiente para implementar un interfaz intuitiva y de fácil manejo, pues todo el procesamiento será manejado por el ESP32 y la aplicación solo se encarga de enviar comandos e indicar el estado de los parámetros a monitorearse, el ícono y nombre de la aplicación desarrollada se presenta en la Figura 3.29, la estructura de la pantalla principal de aplicación se presenta en la Figura 3.30 y la pantalla de historial de compresiones por minuto en la Figura 3.32, además un pequeño esquema de funcionamiento en forma de diagrama de flujo se presenta en la Figura 3.31. Los bloques de programación desarrollados e implementados en App Inventor se presentan en el Apéndice C.

Como se puede ver en la Figura 3.30, en la aplicación se manejan dos modos de operación, uno para entrenamiento (activado switch) y otro para evaluación (desactivado switch):

- Modo entrenamiento, en este modo el sistema activará una alerta sonora, al momento en que el practicante deba realizar las compresiones, esta alerta sigue un ciclo de RCP óptimo; es decir, 30 compresiones (a una frecuencia de 100CPM) seguidas de dos ventilaciones (espera de 6 segundos), este ciclo se repetirá indefinidamente, además en este modo la aplicación guardará el histórico de CPM.
- Modo evaluación, en este modo el sistema no activará una alerta sonora, además en este modo la aplicación no guardará el histórico de CPM, pues se espera que el practicante pueda realizar el RCP adecuadamente desde el inicio.



Figura 3.29 Ícono de la aplicación de manejo del sistema.

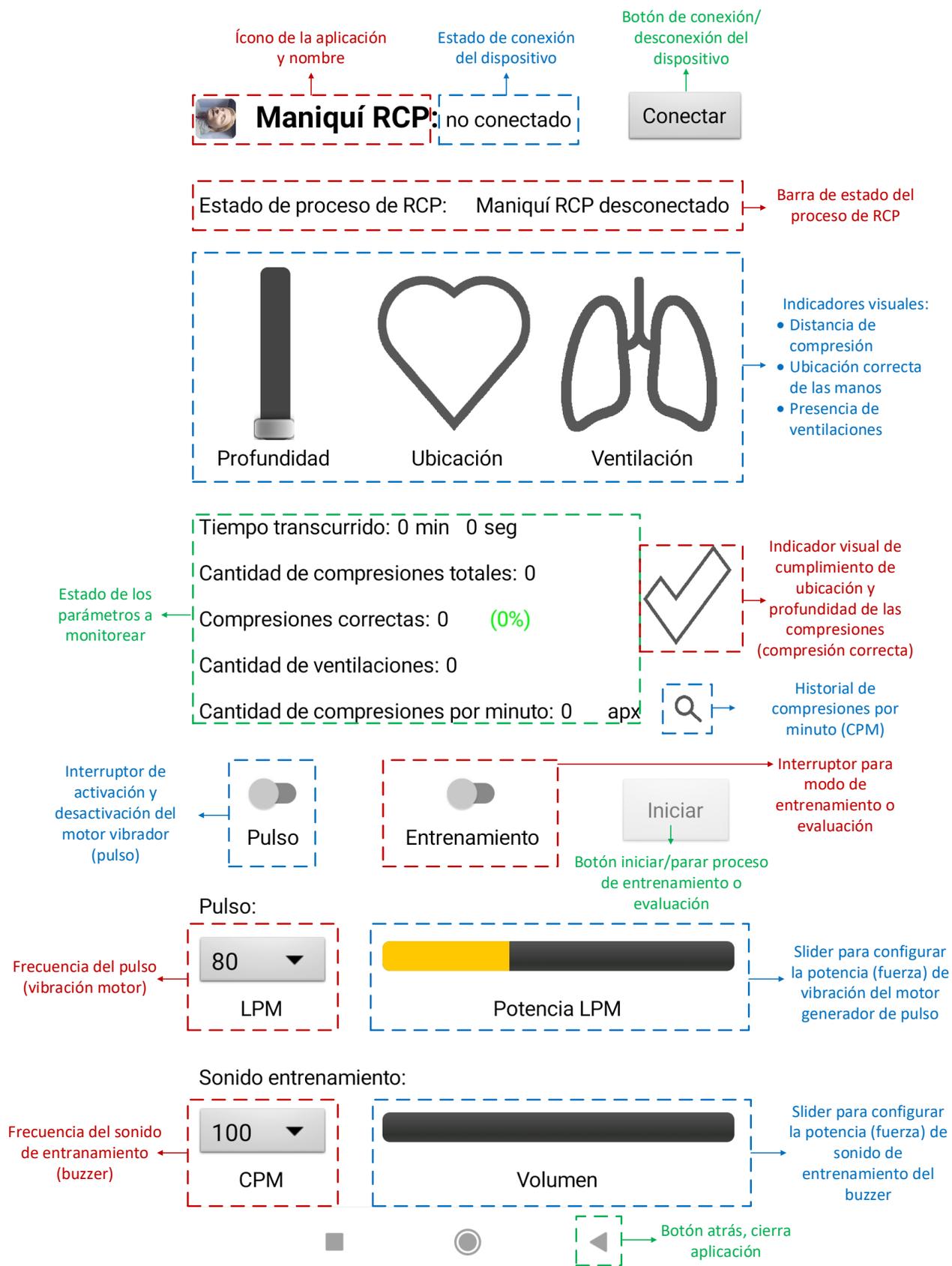


Figura 3.30 estructura de la pantalla principal de aplicación

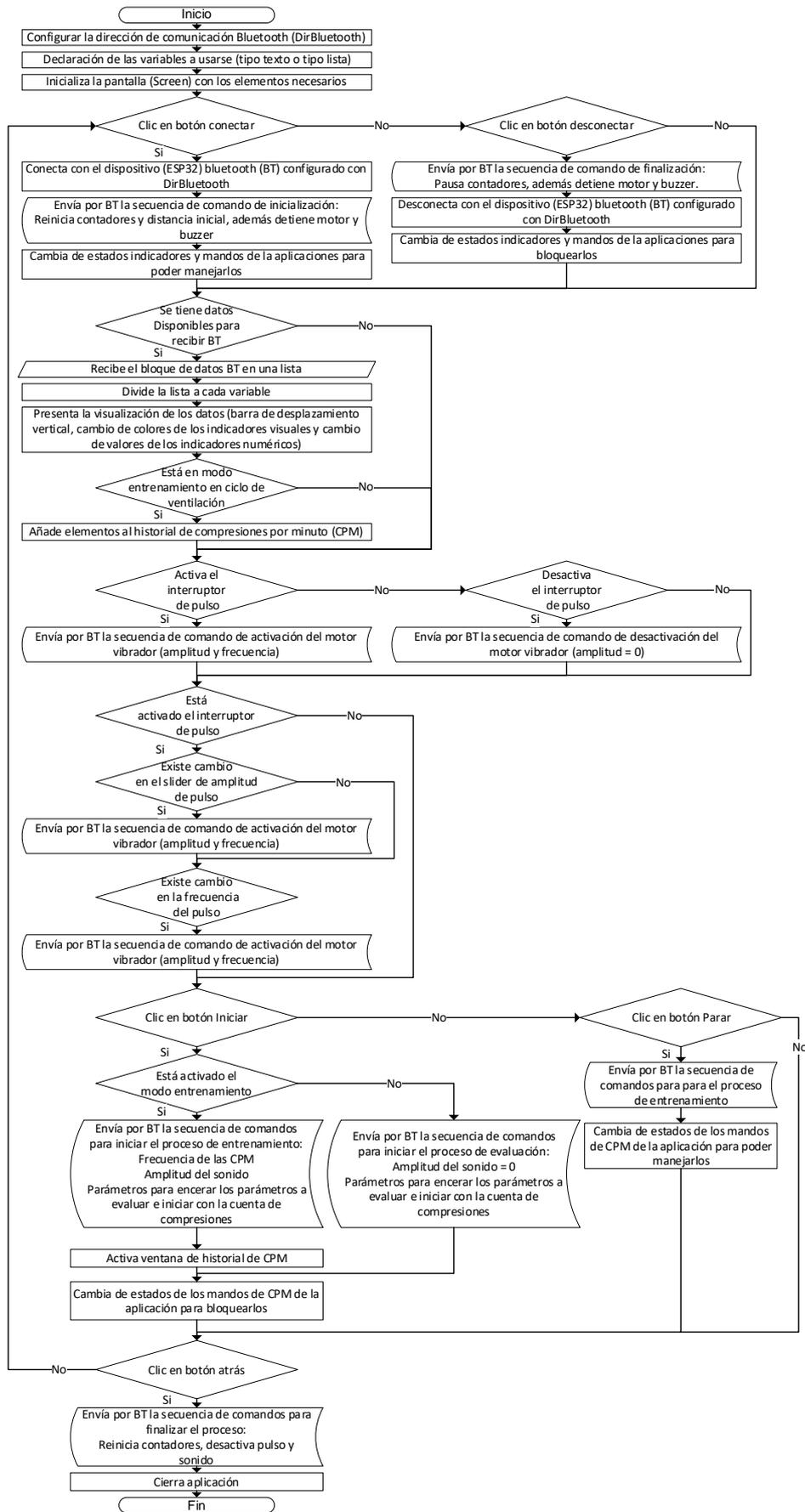


Figura 3.31 Diagrama de flujo de la interfase de manejo del sistema.

Historial de compresiones por minuto (CPM):
85
103
96
100
100

Figura 3.32 La pantalla de historial de compresiones por minuto (CPM)

3.5 Configuración del sistema eléctrico.

Con la PCB principal del sistema lista, se procede a cargar el programa al chip ESP32, para esto se configuró en Arduino IDE la placa “ESP32 Dev Module, Disable, Default 4MB with spiffs (1.2MB APP/1.5MB SPIFFS), 240MHz (WiFi/BT), QIO, 80Mhz, 4MB (32Mb),921600, Core1, Core1” (Figura 3.33) pues, aunque ya no se utiliza al ESP32 en módulo, se lo programó utilizando el mismo circuito de dicho moduló, además del mismo chip de comunicación USB – UART (CP2102).

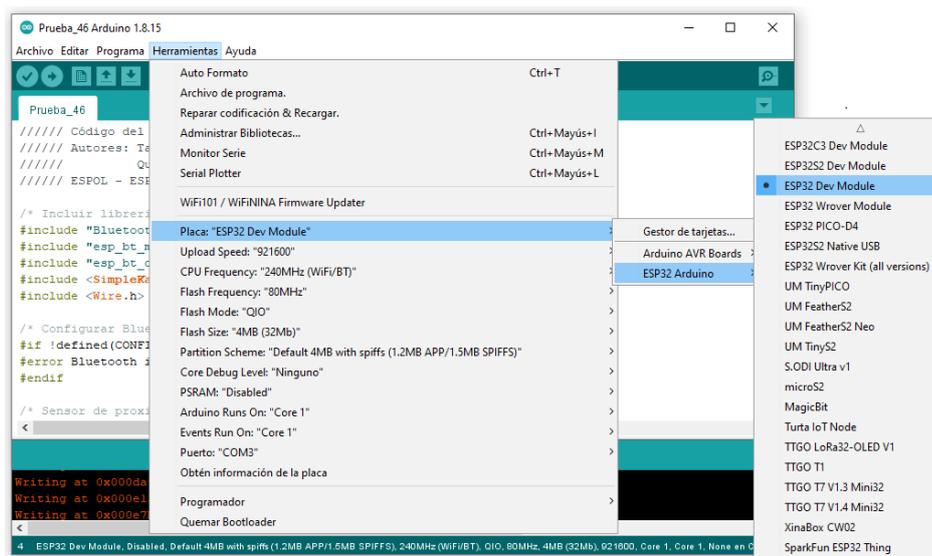


Figura 3.33 Configuración placa ESP32 en Arduino IDE

Ya cargado el programa en el Chip, se procedió a verificar que este corre adecuadamente mediante el parpadeo del led indicador de correcto funcionamiento del sistema (azul), para lo cual se desconecta el quemador y se energizó la PCB principal con una fuente de 5V, usando la PCB de alimentación, ya que la corriente provista por

el quemador no es suficiente (Figura 3.34: Brownout detector was triggered) para ejecutar los servicios de comunicación, lo que produce que el programa no corra y el led no parpadee; comprobada esta situación se procede a volver a conectar el quemador, utilizando el monitor serie de Arduino IDE y pulsado el botón de Reset, se obtiene la dirección de bluetooth del ESP32, un ejemplo se presenta en la Figura 3.35.

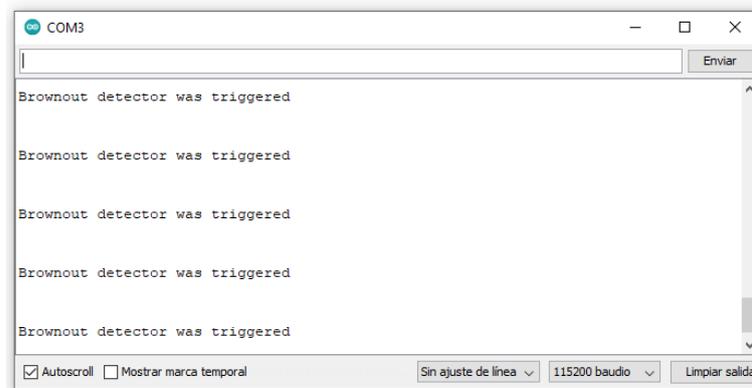


Figura 3.34 Error por falta de energía.

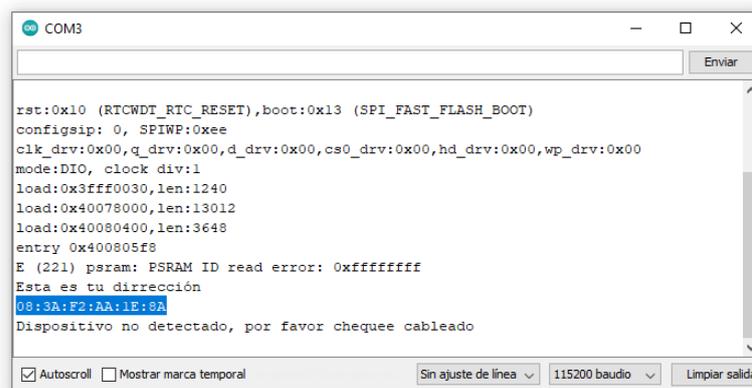


Figura 3.35 Obtención de la dirección del ESP32

La dirección de bluetooth del ESP32 obtenida anteriormente se debe colocar en la variable DirBluetooth, de la aplicación desarrollada en AppInventor, como se muestra en la Figura 3.36.



Figura 3.36 Configuración de la dirección Bluetooth en la aplicación.

3.6 Instalación del sistema electrónico en el maniquí de RCP.

Con la placa final lista, los soportes impresos, los demás elementos correctamente acondicionados, el programa previamente cargado y la aplicación instalada en el celular, se procedió a colocar los elementos electrónicos en el maniquí de RCP, fotografías de su instalación se pueden observar en las siguientes figuras.

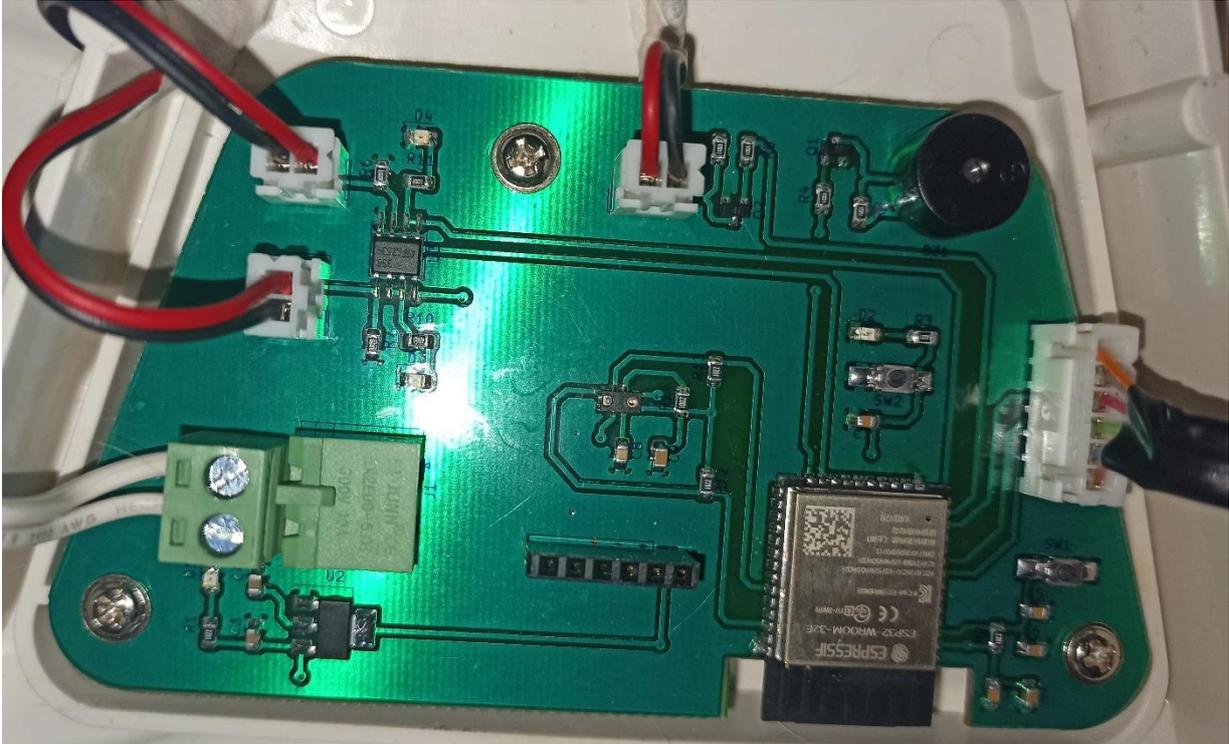


Figura 3.37 Instalación de la PCB principal.



Figura 3.38 Instalación de los sensores de fuerza para corazón y pulmón.



Figura 3.39 Instalación de la PCB de alimentación por medio de soportes 3D



Figura 3.40 Instalación del motor vibrador tipo pastilla.



Figura 3.41 Instalación de la PCB de leds por medio de soportes 3D

3.7 Verificación del maniquí de RCP con el sistema electrónico instalado.

La verificación del sistema se realizó con todos los elementos instalados y previamente configurados, primero se verifica que el sistema enciende y el programa corre adecuadamente, mediante el led indicador de funcionamiento adecuado; usando el mecanismo propio del maniquí sin sistema electrónico, para verificar que se cumple la profundidad de compresión, además mediante la aplicación se verifica la activación de los indicadores de ubicación de las manos y de presencia de ventilaciones, esta verificación se presenta en las siguientes figuras.



Figura 3.42 Verificación de que corre adecuadamente el programa



Figura 3.43 Verificación de la profundidad de compresión.



Figura 3.44 Verificación de la ubicación de las manos en la compresión.



Figura 3.45 Verificación de la presencia de ventilaciones.

Se verifica también el correcto funcionamiento de los leds indicadores (Figura 3.46), del motor vibrador y del buzzer.

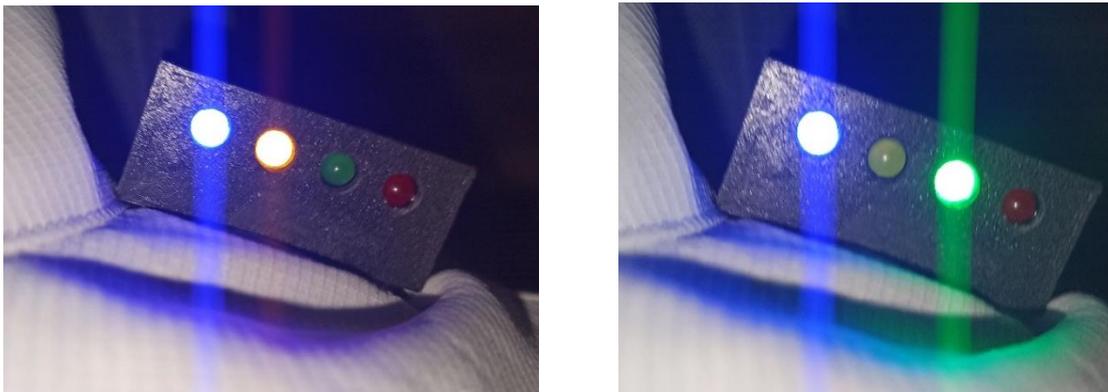


Figura 3.46 Verificación de los leds indicadores

3.8 Análisis de Costos

Para el análisis de costos primero se considera el valor económico de los elementos que se utilizaron para la placa principal, la placa de alimentación y para la placa de leds indicadores externos, además de las impresiones 3D, el convertor AC/DC (adaptador) de 5V 3A tipo Micro USB, el motor vibrador, las galgas, costo de fabricación, etc. cómo se presenta en la Tabla 3.3 para los elementos extranjeros y en la Tabla 3.4, para los elementos nacionales.

Tabla 3.3 Costos de los elementos extranjeros utilizados en el sistema

Cantidad	Elemento	V. unitario (\$)	V. total (\$)
1	ESP32 WROOM MCU Module - 16MB (PCB Antenna)	8,95	8,95
1	78-VCNL4040M3OE	2,52	2,52
1	Galga extensiométrica FSR UX 406	4,99	4,99
1	Galga extensiométrica FSR UX 400	3,99	3,99
1	Impuestos e importación de elementos	10	10
		Total	30,45

Tabla 3.4 Costos de los elementos nacionales utilizados en el sistema

Cantidad	Elemento	V. unitario (\$)	V. total (\$)
1	Conector micro USB	0,5	0,5
1	Buzzer de 5V	0,5	0,5
3	Capacitores SMD 22uF (0805)	0,2	0,6
1	Motor vibrador tipo pastilla	1,5	1,5
2	Borneras enchufables 2 pines	0,8	1,6
1	Led THT 5mm azul	0,9	0,9
1	Led THT 5mm verde	0,9	0,9
1	Led THT 5mm amarillo	0,9	0,9
1	Led THT 5mm rojo	0,9	0,9
2	Molex 5 pines	0,45	0,9
3	Moles 2 pines	0,25	0,75
5	Capacitores SMD 0,1uF (0805)	0,9	4,5
1	Capacitores SMD 2,2uF (0805)	0,9	0,9
2	Transistores MMBT2222A (SOT23)	0,11	0,22
2	Resistencias SMD 100Ω	0,04	0,08
7	Resistencias SMD 1kΩ	0,04	0,28
3	Resistencias SMD 2,2kΩ	0,04	0,12
2	Resistencias SMD 8,2kΩ	0,04	0,08
2	Resistencias SMD 10kΩ	0,04	0,08
2	Pulsadores SMD	0,18	0,36
1	AMS1117-3,3V SMD	0,36	0,36
1	LM358 SMD	0,4	0,4
1	Conector pinsocket de 6 pines	0,45	0,45
1	Adaptador AC/DC 5V, 3A, con cable	8,5	8,5
3	Metros de cable flexible gemelo 28AWG	0,5	1,5

1	Metro de cable gemelo 22AWG	0,7	0,7
1	Juego de soportes 3D	3	3
1	Juego de placas con los elementos soldados*	100,08	100,08
1	Uso de consumibles (silicona, cinta masking, ...)	3	3
		Subtotal	134,56
		IVA (12%)	16,15
		Total	150,71

* Costo de fabricación nacional (Cuenca) por solo un juego, se recurrió a esta opción por ser las PCBs iniciales de prueba para el prototipo; sin embargo, la fabricación en masa de 10 juegos con el servicio de soldadura de elementos en China, tiene un costo de \$467.24 (\$46.72 por juego) y si se fabrican 100 juegos con servicio de soldadura, costaría \$1889.8 (\$18.90 por juego).

De forma similar se considera el costo que implicaría el acondicionamiento e instalación del sistema, para lo cual se considera que la hora de trabajo de ingeniería es de ocho dólares y se demorara un aproximado de 3 horas, por lo que este valor sería de 24 dólares; adicionalmente se considera un porcentaje de ganancia del 10%, por lo que el desglose totalizado de costos se presenta en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5 Desglose de costos del sistema

Cantidad	Ítem	V. unitario (\$)	V. total (\$)
1	Costo de elementos extranjeros	30,45	30,45
1	Costos de elementos nacionales	150,71	150,71
1	Costo de instalación	24	24
1	Costo de desarrollo *	0	0
		Subtotal	205,16
		Ganancias (20%)	41,03
		Total	246,19

* El costo de desarrollo es nulo, debido a que fue un proyecto de titulación de maestría.

Por lo que el sistema electrónico instalado y funcional tendría un costo de 246.19 dólares, pero se debe considerar que al producir en masa y exportar directamente los elementos, disminuiría significativamente el costo final.

CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS

4.1 Pruebas de funcionamiento del maniquí con el sistema electrónico.

Para realizar las pruebas de funcionamiento del maniquí con el sistema electrónico se emula un proceso de entrenamiento y uno de evaluación, además el proceso de RCP para estas pruebas será llevado a cabo por el personal diestro en esta área.

- Proceso de entrenamiento: para esto se configura la aplicación en modo entrenamiento y se ajusta el volumen de la alerta sonora a lo máximo y después de dos minutos de realizar la maniobra se obtiene los resultados de la aplicación presentados en la Figura 4.1



Figura 4.1 Pruebas de funcionamiento del sistema en modo entrenamiento

- Proceso de evaluación: para este caso se realiza RCP por dos minutos y los resultados de la aplicación se presentan en la Figura 4.2

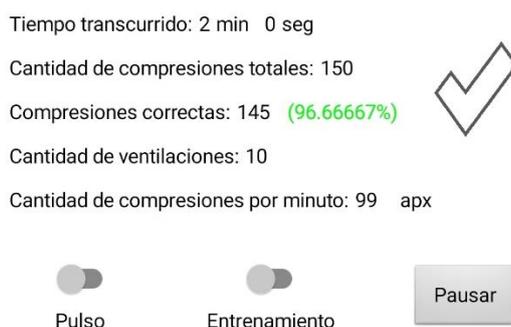


Figura 4.2 Pruebas de funcionamiento del sistema en modo evaluación

Como se puede observar en la Figura 4.1, se tiene una cantidad 150 compresiones totales, que concuerdan con los cálculos, pues para dos minutos de RCP a una frecuencia de 100CPM, se debe tener 150 compresiones, ya que el tiempo entre compresiones debe ser de 0.6 segundos; se tiene que dar 30 compresiones por ciclo y se tiene un tiempo entre ciclos de 6 segundos para ventilaciones, por lo que en el tiempo de 2 minutos, se puede realizar 5 ciclos de RCP; además se puede comprobar que en el historial de CPM, las frecuencias son muy cercanas a la de 100CPM que se esperaría idealmente, también se tiene una cantidad de 10 ventilaciones, lo que concuerda con los 5 ciclos de RCP que se pueden dar en este intervalo de tiempo, considerando que se deben dar dos ventilaciones por ciclo.

De forma análoga se analiza cuando el sistema está en modo evaluación, considerando que al no tener un tiempo específico entre compresiones y tampoco un tiempo específico entre ciclos de compresiones, el practicante podría completar una mayor cantidad de ciclos de compresiones ya que si bien lo ideal es que se realice a una frecuencia de 100CPM, se puede extender hasta 120CPM, por lo que para este caso y asumiendo un tiempo para ventilaciones de 3 segundos, se tendría 204 compresiones totales, con una frecuencia aproximada de 120CPM; de esta forma para verificar que el sistema funciona adecuadamente se debe tener los siguientes resultados:

- CPM: entre 100 y 120
- Cantidad de compresiones totales: entre 150 y 204
- Cantidad de ventilaciones: 12

Lo cual se comprueba que se cumplió en la Figura 4.2.

4.2 Validación Médica funcional del simulador de RCP.

A fin de contar con una validación médica funcional del sistema, se plantea un escenario médico, que utiliza el diagrama de flujo presentado en la Figura 4.3, donde se puede notar el procedimiento que debe seguir el personal que será entrenado por este maniquí, de este diagrama se deduce la lista de chequeo presentada en la Tabla 4.1, con la cual se realiza la validación médica de simulador de RCP con sistema electrónico.

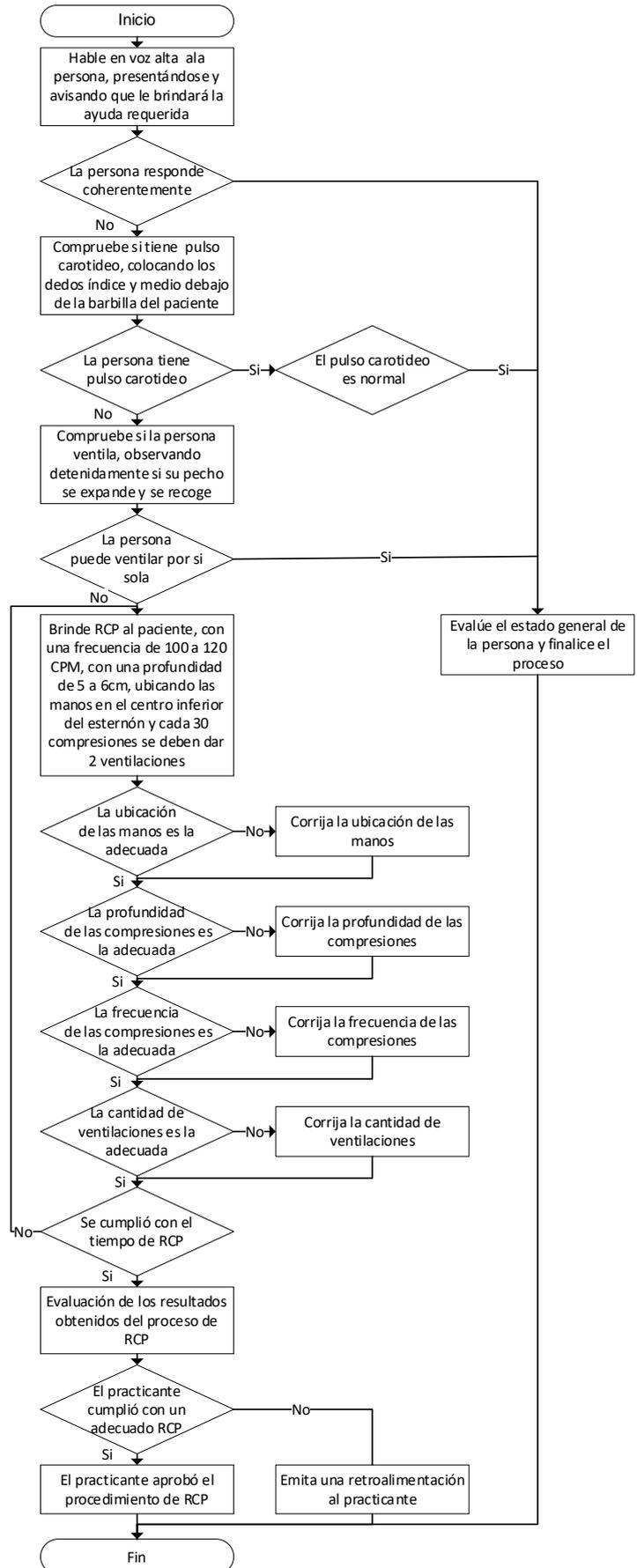


Figura 4.3 Diagrama de flujo para la validación médica

Tabla 4.1 Lista de chequeo para la validación médica del sistema

Nº	Descripción	Sistema tradicional		Sistema electrónico	
		<input checked="" type="checkbox"/>	Observaciones	<input checked="" type="checkbox"/>	Observaciones
1	Simular que la persona responde coherentemente a la voz del practicante (no aplica al sistema electrónico)	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
2	Simular que la persona tiene pulso carotideo	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
3	Simular que la persona puede ventilar por si sola	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
4	Detectar la correcta ubicación de las manos en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
5	Detectar que la profundidad de las compresiones es la adecuada	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
6	Detectar que la frecuencia de las compresiones es la adecuada	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
7	Detectar que la cantidad de ventilaciones es la adecuada	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
8	Se cumplió con el tiempo planeado de RCP	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
9	Tabular los datos obtenidos	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
10	Establecer que el practicante cumplió con un adecuado RCP	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
11	Emitir una realimentación al practicante	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	

En el Apéndice E, se encuentran los resultados de la validación médica emitida por el personal capacitado, donde se puede notar que el sistema electrónico cumple con la medición de los parámetros (frecuencia, ubicación y profundidad) necesarios para establecer que el RCP fue realizado exitosamente, además posee mayores facilidades frente al sistema de enseñanza tradicional, ya que la aplicación permite el despliegue de la información recopilada y tabulada, evitando que el evaluador deba permanecer siempre observando la calidad del RCP, depender de un cronometro y que después se tenga que realizar cálculos manuales, para emitir el informe y posterior realimentación al practicante.

4.3 Evaluación de la calidad de aprendizaje al usar el maniquí con y sin sistema electrónico, en el personal del Departamento de Ciencias Médicas-ESPE.

Para evaluar el sistema, se optó por realizar una encuesta tanto a personas capacitadas como no capacitadas (previa instrucción mínima) de como percibieron al maniquí con y sin sistema electrónico, al momento del aprendizaje (modo entrenamiento) del procedimiento de RCP; esta encuesta se presenta en la Tabla 4.2, donde cada ítem debe ser ponderado de 1 a 5, siendo 5 siempre y 1 nunca, además se puede agregar observaciones si fuese necesario.

Tabla 4.2 Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nº	Descripción	5	4	3	2	1	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico							
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
4	Considera usted que mantuvo la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	<input type="checkbox"/>					
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	<input type="checkbox"/>					
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	<input type="checkbox"/>					
8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	<input type="checkbox"/>					
Maniquí de RCP con sistema electrónico							
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					

11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
13	Considera útil poder sentir el pulso carotideo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	<input type="checkbox"/>					
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	<input type="checkbox"/>					
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	<input type="checkbox"/>					
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	<input type="checkbox"/>					
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	<input type="checkbox"/>					
18	El sistema electrónico le parece útil apura adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	<input type="checkbox"/>					
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	<input type="checkbox"/>					
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico							
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>					
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	<input type="checkbox"/>					
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	<input type="checkbox"/>					
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>					
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	<input type="checkbox"/>					

En el Apéndice F, se presentan los resultados de las encuestas de evaluación de la calidad de aprendizaje al usar el maniquí con y sin sistema electrónico, en el personal del Departamento de Ciencias Médicas-ESPE, lo cuales será analizados en la siguiente sección.

4.4 Análisis estadístico de los resultados de la calidad de aprendizaje.

En esta sección se tabula y analiza los resultados de las encuestas realizadas, para lo cual se hicieron 5 encuestas a diferentes personas tanto capacitadas como no en el Departamento de Ciencias Médicas-ESPE, de donde se obtuvieron los resultados presentados en la Tabla 4.3, donde se puede notar que de la pregunta 1 a la 8, se tienen un resultado promedio bajo, lo cual representa que las personas no se sienten completamente conformes con el aprendizaje con el sistema tradicional; en cambio, si se consideran las preguntas desde la 9 a la 18, en donde se evalúa al maniquí con sistema electrónico, se tienen resultados promedios altos, lo que corresponde a que los usuarios se sienten más conformes con este sistema que con el tradicional; adicionalmente al tabular las últimas preguntas de la encuesta, que comparan ambos sistemas se tienen los gráficos presentados en las siguientes figuras (Figura 4.4, Figura 4.5, Figura 4.6, Figura 4.7 y Figura 4.8) donde se puede notar claramente la preferencia del maniquí con sistema electrónico sobre el maniquí sin él, al momento de evaluar la calidad del aprendizaje recibido.

Tabla 4.3 Tabulación de los resultados de la encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nº	Descripción	Resultado promedio	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico			
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	4,2	
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	3,4	
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	3,2	
4	Considera usted que mantuvo la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	3,6	
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	3,6	
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	2,8	
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	2,4	

8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	2	
Maniquí de RCP con sistema electrónico			
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	5	
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	5	
11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	5	
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	5	
13	Considera útil poder sentir el pulso carotideo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	5	
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	5	
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	4,6	
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	5	
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	5	
18	El sistema electrónico le parece útil apura adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	5	
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	5	
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico			
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	2,8	
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	4,8	
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	2,2	
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	4,8	
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	5	



Figura 4.4 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 20



Figura 4.5 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 21



Figura 4.6 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 22



Figura 4.7 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 23



Figura 4.8 Gráfico circular de los resultados de la pregunta 24

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En la presente sección se enuncian tanto las conclusiones obtenidas del desarrollo del presente proyecto, como también las recomendaciones que servirán para mejorar el sistema o para desarrollar estudios futuros

CONCLUSIONES

- Actualmente existen en el mercado múltiples simuladores médicos de RCP que ofrecen diferentes facilidades, pero son muy costosos a nivel nacional, por lo que este tipo de sistemas, como el desarrollado en el presente proyecto, es muy apetecido; ya que, al tratarse de un desarrollo nacional, el soporte y pequeñas configuraciones personalizadas, se las puede realizar de forma rápida y sin mayores complicaciones.
- El simulador de RCP con sistema eléctrico, permite que, al momento de enseñar a un futuro facultativo, no se dañe la integridad de una persona, ya que no se debe practicar RCP directamente en personas, pues se podría producir un paro cardíaco; además se resguarda la integridad del estudiante, ya que se evita la práctica con cadáveres, cuya manipulación podría producir alguna infección.
- La fisiología humana es algo muy complejo de estudiar a profundidad, por lo que entre más un maniquí se asemeje a esta, es más fácil para un practicante pasar de la simulación en maniquís a la implementación en seres humanos, es así que elementos adicionales como la facilidad de tomar el pulso, hacen que la persona se sienta más preparada.
- Conocer y administrar un RCP de alta calidad es fundamental para, mejorar la esperanza de vida e incluso salvar la vida de una persona que presenta diferentes patologías cardíacas como la fibrilación ventricular sin pulso, taquicardia ventricular sin pulso o asistolia.
- En el maniquí de RCP se utilizó una bolsa para simular la presencia de ventilaciones, un resorte para emular la resistencia torácica, así mismo en el sistema electrónico se utilizó un motor vibrador para simular la presencia de pulso

carotideo, siendo estos elementos de mucha utilidad para tener más realismo en simulación de funciones fisiológicas del cuerpo humano.

- El uso de aplicaciones móviles en los últimos años ha tenido un crecimiento significativo, es así que usar este tipo de herramientas para realizar la interfase entre el usuario y el maniquí, resulta sencillo de implementar y económicamente rentable, por la bibliografía existente y por el ahorro en la adquisición de nuevos equipos.
- El presente proyecto utilizó programas gratuitos, versátiles e inclusive algunos transportables, con el fin de reducir su costo de desarrollo e implementación, además de aprovechar el tiempo libre al poder avanzar con el proyecto en cualquier lugar que tenga acceso a internet, sin la necesidad de instalar programa alguno, solo usando el navegador.
- El sistema electrónico del maniquí de RCP, mediante el uso de sensores y los algoritmos de programación, permite establecer la ubicación de las manos, la profundidad de compresión y la frecuencia de las compresiones y mediante estos parámetros se puede verificar que un RCP sea de alta calidad.
- Una gran ventaja de los sensores actuales es que estos se pueden comunicar directamente con el sistema microprocesado, sin la necesidad de acondicionamiento o con un mínimo acondicionamiento, lo cual reduce la dificultad y costos de implementación, ya que no es necesario amplificadores operaciones, capacitores, inductores y resistencias extras, que son necesarios para aplicación de filtros requeridos para tener una correcta lectura de señales analógicas.
- Ya que no se puede practicar RCP en personas reales, pues podría causar alguna afección cardíaca, es importante practicar en simuladores de este tipo; sin embargo, la mayoría de simuladores no presentan una alerta cuando se sobrepasa la distancia máxima permitida de 6cm, por lo que en este proyecto se consideró alertas de este escenario.
- Mediante el uso de la electrónica se automatiza la labor anteriormente realizada por la persona, permitiendo que ella se pueda enfocar en más actividades y que éstas ya no sean tan redundantes, es así que con el presente proyecto se logró que los instructores de RCP ya no tengan que mantener la mirada fija al momento

de evaluar a un practicante y adicionalmente se les brindó parámetros fiables que permiten una evaluación cuantitativa más acorde.

- Mediante las encuestas se pudo determinar que el sistema electrónico del maniquí, admitió que los practicantes tengan un mejor criterio de la calidad del RCP que brindaban, permitiéndoles de esta forma concentrarse en subsanar sus falencias.
- En el presente proyecto se pudo comprobar que el sistema logró que los practicantes puedan tener una instrucción de RCP más fiable, ya que les permitió que adquieran una memoria muscular de la frecuencia, ubicación y profundidad de las compresiones, lo que mejoró la calidad de las compresiones de los encuestados del DCME.

RECOMENDACIONES

- A pesar de que el sistema posee un interruptor de encendido y apagado en su adaptador de energización se recomienda que se lo desconecte si no se lo va a utilizar, para de esta forma evitar cualquier posible daño en el sistema por fallas en la red eléctrica de alimentación.
- Para que el presente proyecto sea escalable y comercializable, se recomienda que se coticen los implementos en el exterior, además de que se los adquiera al por mayor ya que eso reduce significativamente el costo de implementación.
- Para que el tiempo de vida útil del maniquí aumente, se recomienda guardarlo en un lugar donde no esté expuesto a la inclemencia ambiental; ya que, a pesar de estar cubierto por un material grueso e impermeable, éste simula la textura suave de la piel y tiende a perder sus propiedades si se expone mucho al sol.
- Cuando el maniquí sea abierto, por algún mantenimiento o ajuste, se recomienda que para probarlo se coloquen todos los seguros pues de esta forma se crea la correcta presión para detectar las ventilaciones.
- Cuando una persona se vaya iniciar en el manejo el maniquí es recomendable que alguien capacitado muestre la correcta forma de utilización y así evitar fallos o que el sistema cause más dificultades de beneficios.

- Se recomienda que el dispositivo que maneja al maniquí no se desplace a más de 10m del maniquí, pues este podría perder conexión en una distancia aproximada de 12m.
- Como una recomendación para el centro de estudios, a toda persona que desee usar el maniquí se le debería recomendar que descargue la aplicación en su dispositivo móvil, para que en futuras prácticas pueda hacerlo sin necesidad de recurrir a dispositivos de terceras personas.
- A pesar de que la mayoría de personas maneja como sistema operativo Android en sus dispositivos móviles, se recomienda que como una futura actualización la aplicación pueda ser desarrollada para iOS, para tener un mayor impacto en los usuarios.
- Se recomienda para desarrollos futuros que el maniquí pueda ser capaz de inflar sus pulmones de forma autónoma, para de esta forma tener más escenarios clínicos que simular.
- Para estudios futuros, se recomienda que se pueda implementar en el maniquí la capacidad de emitir sonidos cardiacos, ya que con esto los estudiantes pueden ser entrenados en la identificación de diferentes patologías usando este mismo equipo.

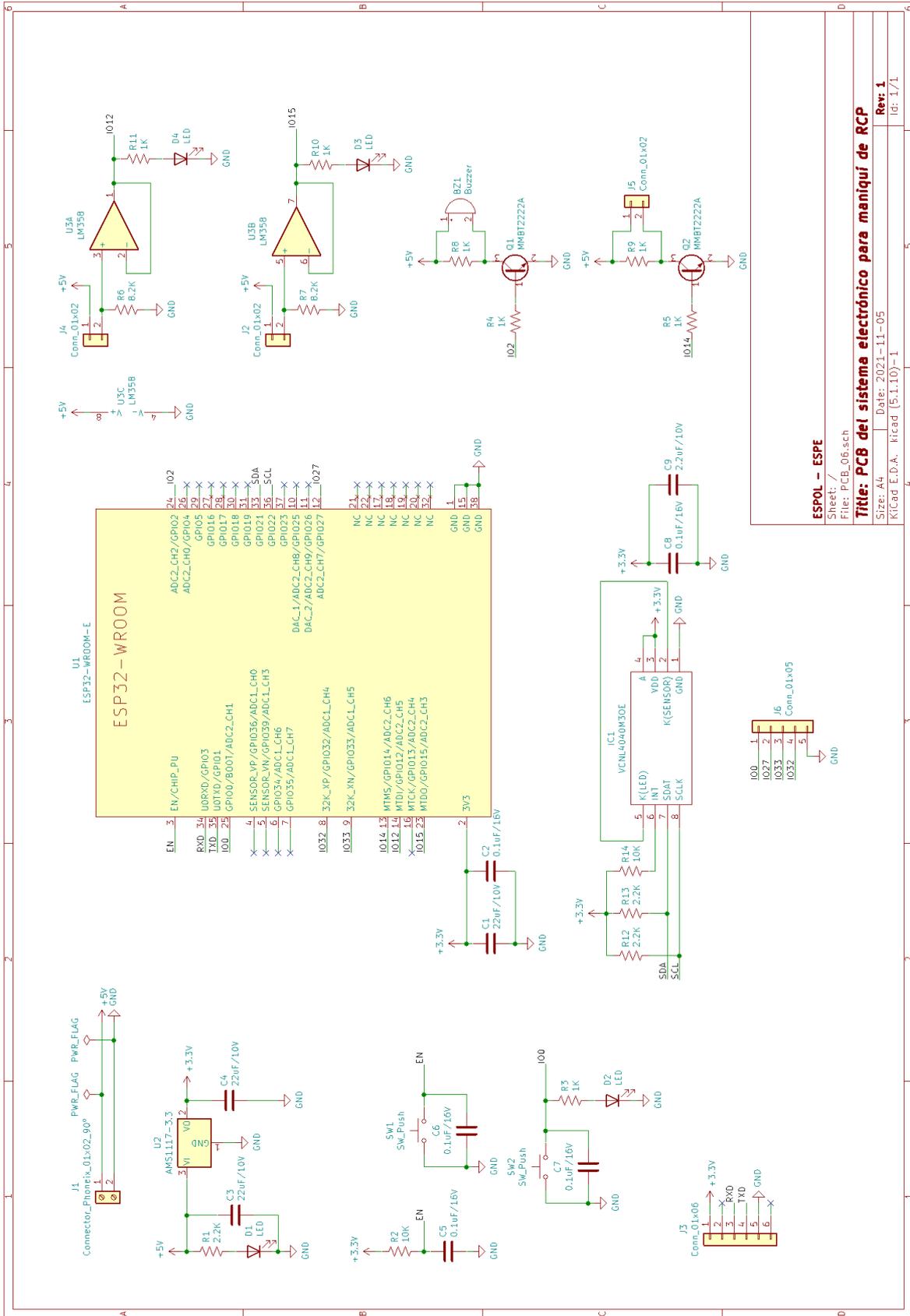
BIBLIOGRAFÍA

- [1] “Caces”. <https://www.caces.gob.ec/en/the-caces/> (consultado dic. 10, 2021).
- [2] “Registro Estadístico de Defunciones Generales.” https://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/web-inec/Poblacion_y_Demografia/Nacimientos_Defunciones/2020/Boletin_%20tecnico_%20EDG%202019%20prov.pdf (consultado dic. 10, 2021).
- [3] “Enfermedades cardiovasculares”. <https://www.who.int/es/health-topics/hypertension/cardiovascular-diseases> (consultado dic. 10, 2021).
- [4] “Las 10 principales causas de defunción”. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> (consultado dic. 10, 2021).
- [5] M. J. Cano Morales, “EFICACIA DEL RCP MANUAL EN LA SUPERVIVENCIA PARA SALVAR VIDAS EN PACIENTES CON PARO CARDIACO SUBITO”, *Univ. Priv. Norbert Wien.*, mar. 2018, Consultado: ago. 25, 2021. [En línea]. Disponible en: <http://repositorio.uwiener.edu.pe/handle/123456789/1848>
- [6] A. A. P. Tornés, L. B. G. L. Boada, y A. E. F. Pla, “Avances de la Simulación Clínica en Ecuador”, *Rev. Científica Sinapsis*, vol. 2, núm. 11, Art. núm. 11, 2017, doi: 10.37117/s.v2i11.128.
- [7] M. del C. C. Angulo, “La simulación como metodología para el aprendizaje de habilidades no técnicas en Enfermería.”, <http://purl.org/dc/dcmitype/Text>, Universitat de València, 2016. Consultado: ago. 25, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=119227>
- [8] A. Cheng *et al.*, “Improving Cardiopulmonary Resuscitation With a CPR Feedback Device and Refresher Simulations (CPR CARES Study): A Randomized Clinical Trial”, *JAMA Pediatr.*, vol. 169, núm. 2, pp. 137–144, feb. 2015, doi: 10.1001/jamapediatrics.2014.2616.
- [9] “Edwin Albert Link”, *National Center For Simulation*. <https://www.simulationinformation.com/hall-of-fame/members/edwin-albert-link/> (consultado dic. 10, 2021).
- [10] “Åsmund Sigurd Lærdal | Reanimación Cardiopulmonar”. <http://cardiosistemas.com.ar/blog-Asmund-Sigurd-Laerdal.html> (consultado dic. 10, 2021).
- [11] “SimMan 3G PLUS - Immersive training for emergency care procedures”, *Laerdal Medical*. <https://laerdal.com/us/products/simulation-training/emergency-care-trauma/simman-3g/> (consultado dic. 10, 2021).
- [12] “AHA”. https://cpr.heart.org/-/media/cpr-files/cpr-guidelines-files/highlights/hghlghts_2020eccguidelines_spanish.pdf (consultado nov. 25, 2021).
- [13] “Little Anne QCPR - creating quality lifesavers”, *Laerdal Medical*. <https://laerdal.com/us/products/simulation-training/resuscitation-training/little-anne-qcpr/> (consultado dic. 10, 2021).
- [14] “Ondas del Electrocardiograma”. <https://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/ondas-electrocardiograma.html> (consultado dic. 10, 2021).
- [15] “SIGNOS VITALES”. <http://brigadacentroconstruccion.blogspot.com/2010/06/signos-vitales.html> (consultado dic. 10, 2021).

- [16] "American Heart Association International | Cursos y recursos internacionales para la salud cardiovascular". <https://international.heart.org/es/hands-only-cpr> (consultado nov. 25, 2021).
- [17] "ESP32-WROOM-32E". https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32e_esp32-wroom-32ue_datasheet_en.pdf (consultado dic. 10, 2021).
- [18] "Qwiic Proximity Sensor (VCNL4040) Hookup Guide - learn.sparkfun.com". <https://learn.sparkfun.com/tutorials/qwiic-proximity-sensor-vcnl4040-hookup-guide/all> (consultado nov. 25, 2021).
- [19] "Hoja de datos VCNL4040". <https://www.vishay.com/docs/84274/vcnl4040.pdf> (consultado dic. 10, 2021).
- [20] "Interlink Electronics FSR X™ & UX™ Force Sensing Resistors". <https://f.hubspotusercontent20.net/hubfs/3899023/Integration%20Guides/FSR%20X%20%26%20UX%20Integration%20Guide%20-%20Interlink%20Electronics.pdf> (consultado nov. 25, 2021).
- [21] "FSR UX 406", *Interlink Electronics Shop*. <https://buyinterlinkelectronics.com/products/fsr-ux-406> (consultado nov. 25, 2021).
- [22] "Coin motor features". http://static6.arrow.com/aropdfconversion/86314a1066b21715d1b50e2387e4c372c7a13e8f/pgurl_products-coin-motorsl.pdf (consultado nov. 26, 2021).
- [23] "Coin Vibration Motor". <https://www.mouser.com/datasheet/2/321/28821-Flat-Coin-Vibration-Motor-Documentation-369707.pdf> (consultado nov. 26, 2021).
- [24] "MIT App Inventor | Explore MIT App Inventor". <https://appinventor.mit.edu/> (consultado nov. 25, 2021).
- [25] "Arduino IDE". <https://www.arduino.cc/en/software> (consultado dic. 10, 2021).
- [26] "RCP en adultos", *Argentina.gob.ar*, ene. 10, 2017. <https://www.argentina.gob.ar/salud/primerosauxilios/rcp/adultos> (consultado nov. 25, 2021).
- [27] "FSR UX 400", *Interlink Electronics Shop*. <https://buyinterlinkelectronics.com/products/fsr-model-ux-400> (consultado nov. 25, 2021).
- [28] "ESP32 Wi-Fi & Bluetooth MCU | Espressif Systems". <https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32> (consultado nov. 25, 2021).
- [29] "IPC-2221A". <https://www.ipc.org/TOC/IPC-2221A.pdf> (consultado nov. 25, 2021).
- [30] André Laverde, "IPC 2221 para Diseño de PCB como usarla y actualización", *Normas IPC|Certificación|ALDELTA*, feb. 23, 2021. <https://www.aldeltatec.com/blog-diseno-con-normas-y-certificaciones/norma-ipc-2221b-para-diseno-de-pcb-actualizacion/> (consultado nov. 25, 2021).
- [31] "MicroPython with the ESP32", *Udemy*. <https://www.udemy.com/course/micropython-with-the-esp32/> (consultado nov. 25, 2021).
- [32] "Installing ESP32 in Arduino IDE (Windows, Mac OS X, Linux) | Random Nerd Tutorials", jul. 05, 2019. <https://randomnerdtutorials.com/installing-the-esp32-board-in-arduino-ide-windows-instructions/> (consultado nov. 25, 2021).
- [33] "1.4 IDE Arduino con ESP32 – GIRNI". <http://blog.espol.edu.ec/girni/ide-arduino-con-esp32/> (consultado nov. 25, 2021).
- [34] "ESP32 I2C Communication: Set Pins, Multiple Bus Interfaces and Peripherals | Random Nerd Tutorials", oct. 02, 2019. <https://randomnerdtutorials.com/esp32-i2c-communication-arduino-ide/> (consultado nov. 25, 2021).

- [35] “ESP32 Analog Input with Arduino IDE | Random Nerd Tutorials”, may 31, 2019. <https://randomnerdtutorials.com/esp32-adc-analog-read-arduino-ide/> (consultado nov. 25, 2021).
- [36] “ESP32 Pinout Reference: Which GPIO pins should you use? | Random Nerd Tutorials”, oct. 02, 2019. <https://randomnerdtutorials.com/esp32-pinout-reference-gpios/> (consultado nov. 25, 2021).
- [37] https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32e_esp32-wroom-32ue_datasheet_en.pdf (Consultado nov. 25, 2021).
- [38] “ESP32_DevKitc_V4”. https://dl.espressif.com/dl/schematics/esp32_devkitc_v4-sch.pdf (consultado nov. 25, 2021).
- [39] “Fuente Cargador Para Raspberry Pi 3 B B+ 5v 3a Robotics - U\$S 8,5”. https://articulo.mercadolibre.com.ec/MEC-503082578-fuente-cargador-para-raspberry-pi-3-b-b-5v-3a-robotics-_JM (consultado nov. 25, 2021).
- [40] “Datasheet ESP32”. https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32e_esp32-wroom-32ue_datasheet_en.pdf (consultado nov. 25, 2021).
- [41] “ESP32-DevKitC V4 Getting Started Guide - ESP32 - — ESP-IDF Programming Guide latest documentation”. <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/hw-reference/esp32/get-started-devkitc.html> (consultado nov. 25, 2021).
- [42] “Qwiic Proximity Sensor - VCNL-4040”. https://cdn.sparkfun.com/assets/7/3/8/f/f/Qwiic_Proximity_Sensor.pdf (consultado nov. 25, 2021).
- [43] “Red, Green and Blue LED”. <https://www.tme.eu/Document/e17ac5a5d91f1e843e5681cfa4a5ba4b/HLMP-HG64-VY0DD.pdf> (consultado nov. 25, 2021).
- [44] “Orange LED”. <https://www.micros.com.pl/mediaserver/info-olp.5c4200.pdf> (consultado nov. 25, 2021).
- [45] C. Trowbridge, J. Parekh, M. Ricard, J. Potts, W. Patrickson, y C. Cason, “A randomized cross-over study of the quality of cardiopulmonary resuscitation among females performing 30:2 and hands-only cardiopulmonary resuscitation”, *BMC Nurs.*, vol. 8, p. 6, feb. 2009, doi: 10.1186/1472-6955-8-6.
- [46] “GP2Y0A41SK0F”. https://global.sharp/products/device/lineup/data/pdf/datasheet/gp2y0a41sk_e.pdf (consultado nov. 26, 2021).
- [47] “Piezoelectronic buzzers Without oscillator circuit Pin terminal/Lead lines/SMD”. https://www.mouser.ec/datasheet/2/400/piezoelectronic_buzzer_ps_en-1131915.pdf (consultado nov. 26, 2021).
- [48] “MMBT2222A”. <https://www.diodes.com/assets/Datasheets/ds30041.pdf> (consultado nov. 26, 2021).
- [49] “Checking pulse over the carotid artery”, *Mayo Clinic*. <https://www.mayoclinic.org/healthy-lifestyle/fitness/multimedia/checking-pulse-over-the-carotid-artery/img-20006075> (consultado nov. 26, 2021).
- [50] “KiCad EDA”. <https://www.kicad.org/> (consultado nov. 26, 2021).
- [51] “Smelektronik – Soluciones en Manufactura Electrónica”. <http://www.smelektronik.com.ec/www/> (consultado nov. 26, 2021).

APÉNDICE A



Esquemático 1 PCB del sistema electrónico para el maniquí de RCP

ESPOL - ESPE

Sheet: /
File: PCB_06.sch

Title: PCB del sistema electrónico para maniquí de RCP

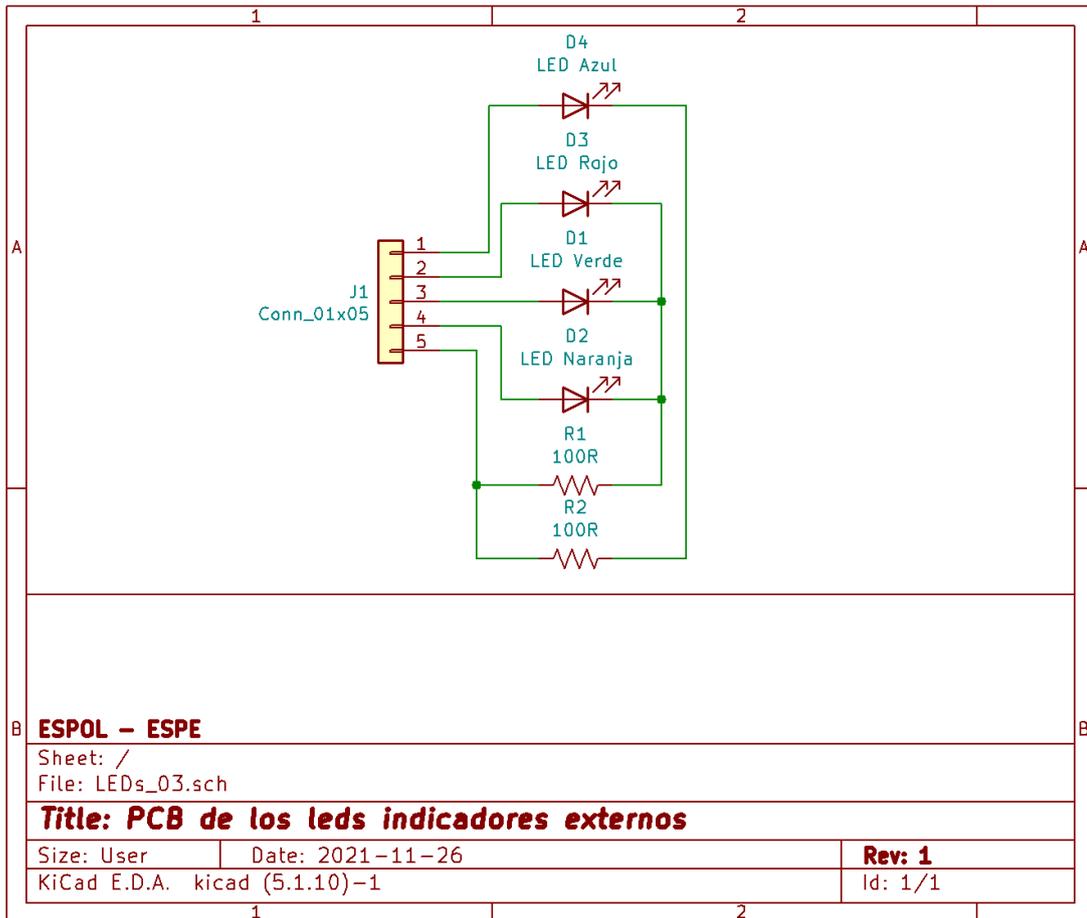
Size: A4

Date: 2021-11-05

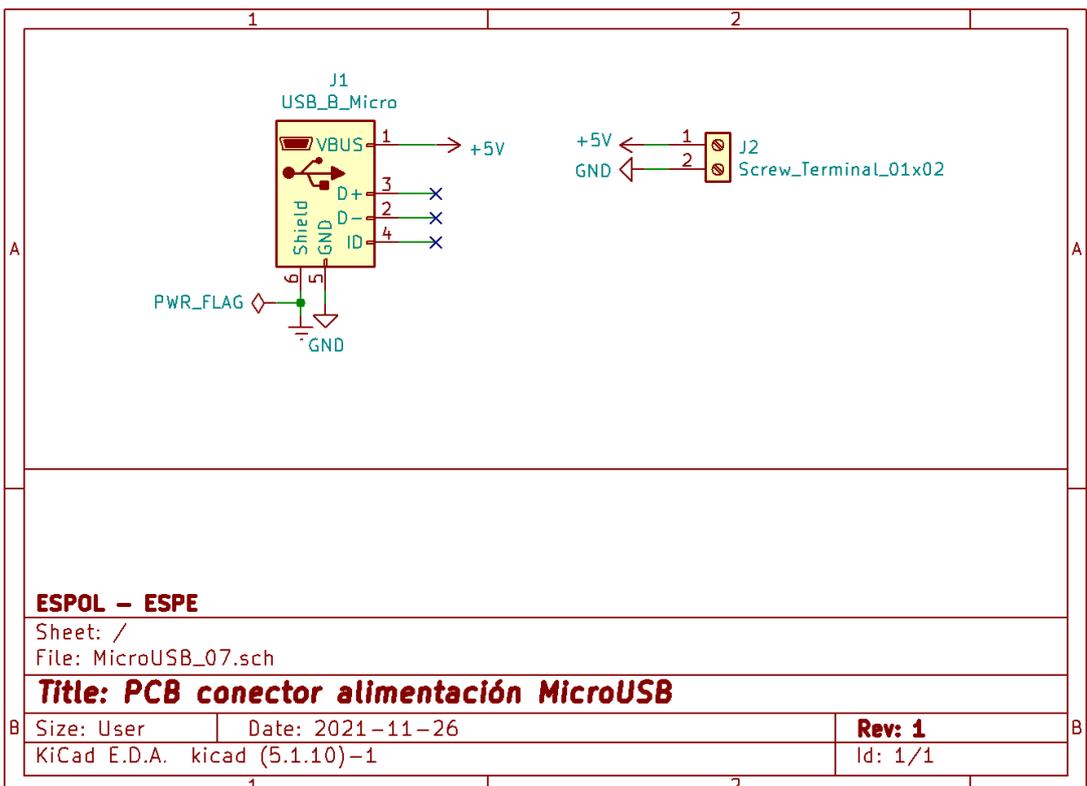
Kicad E.D.A. - Kicad [5.1.10]-1

Rev: 1

Id: 1/1



Esquemático 2 PCB de los leds indicadores externos para el maniquí de RCP



Esquemático 3 PCB conector de alimentación Micro USB para el maniquí de RCP.

APÉNDICE B

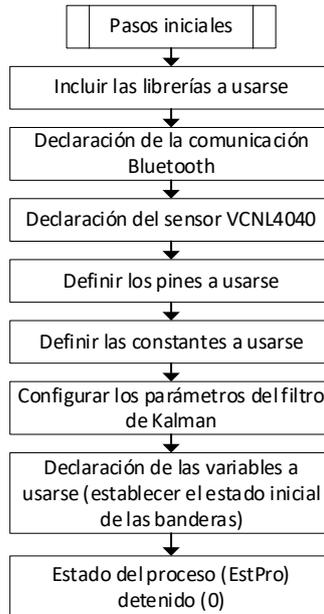


Diagrama 1 Diagrama de flujo del subproceso "Pasos iniciales"

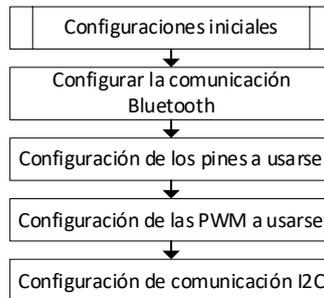


Diagrama 2 Diagrama de flujo del subproceso "Configuraciones iniciales"

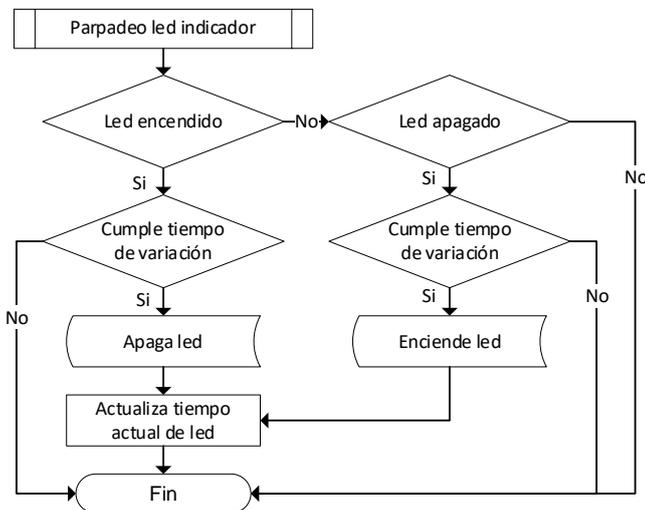


Diagrama 3 Diagrama de flujo del subproceso "Parpadeo led indicador"

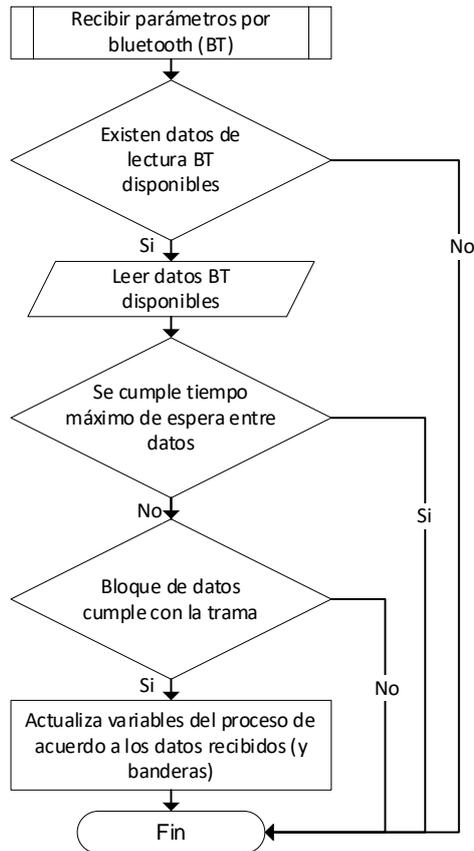


Diagrama 4 Diagrama de flujo del subproceso “Recibir parámetros por bluetooth”

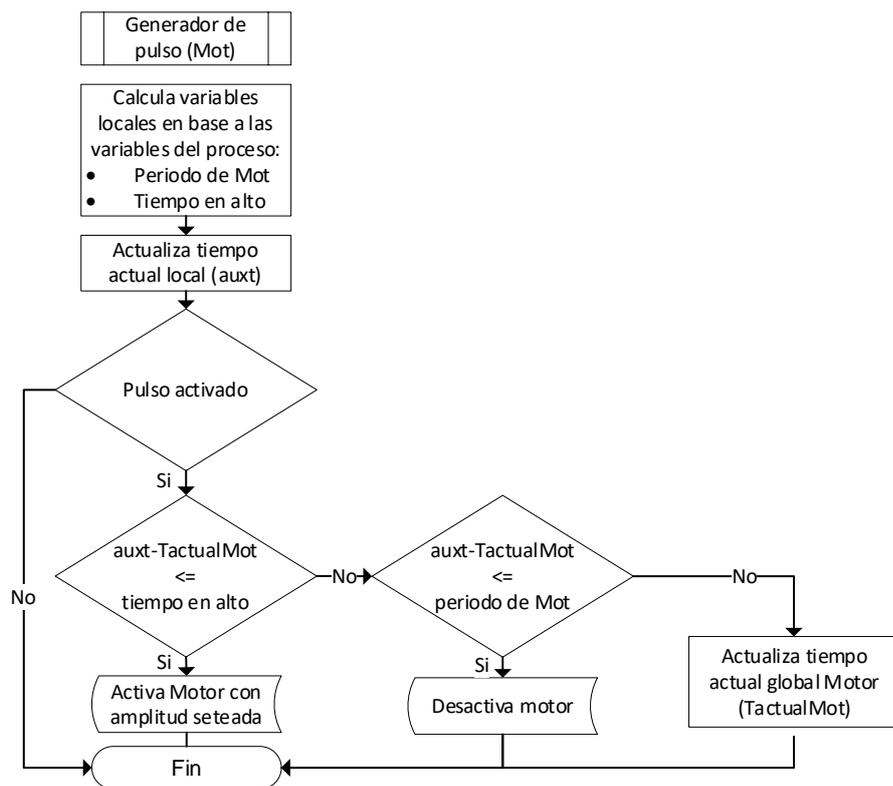


Diagrama 5 Diagrama de flujo del subproceso “Generador de pulso (Mot)”

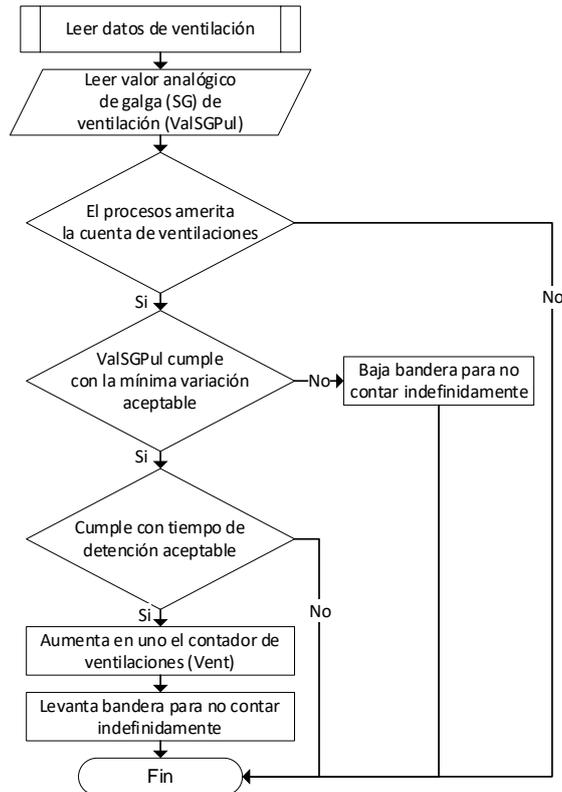


Diagrama 6 Diagrama de flujo del subproceso “Leer datos de ventilación”

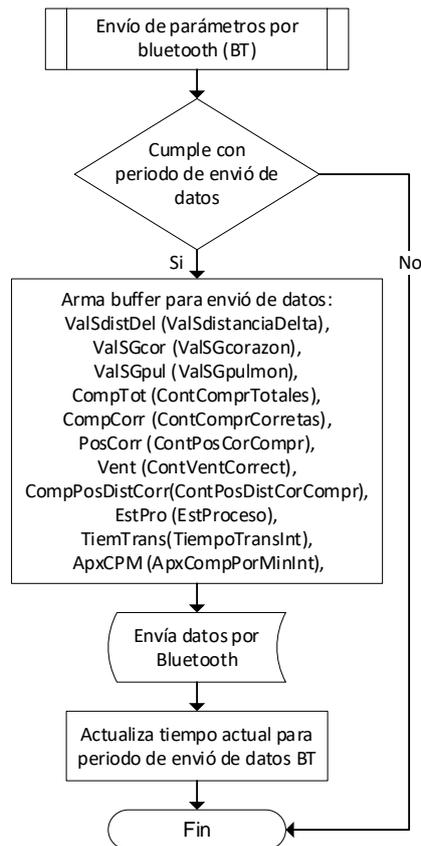


Diagrama 7 Diagrama de flujo del subproceso “Envío de parámetros bluetooth (BT)”

APÉNDICE C

```

////// Código del programa de Maniqui RCP para ESP32
////// Autores: Tapia Jeysson
////// Quiroga Josue
////// ESPOL - ESPE

/* Incluir librerías */
#include "BluetoothSerial.h" // Bluetooth
#include "esp_bt_main.h" // Bluetooth
#include "esp_bt_device.h" // Bluetooth
#include <SimpleKalmanFilter.h> // Filtro de Kalman
#include <Wire.h>

/* Configurar Bluetooth */
#if !defined(CONFIG_BT_ENABLED) || !defined(CONFIG_BLUEDROID_ENABLED)
#error Bluetooth is not enabled! Please run `make menuconfig` to and enable it
#endif

/* Sensor de proximidad VCNL4040 */
#include "SparkFun_VCNL4040_Arduino_Library.h"
VCNL4040 proximitySensor;

/* Definir pines */
#define LED1 0 // Led de estado (titilante)
#define BUZZER 2 // Buzzer
#define Sdistanca 13 // Sensor de distancia (compresiones)
#define SGpulmon 15 // Sensor de fuerza (galga) para detectar aire en los pulmones
#define MVpulso 14 // Motot vibrador ubicado en la garganta para emitir pulso carotideo
#define SGcorazon 12 // Sensor de fuerza (galga) para detectar posiccion de manos en compresiones
#define LedNaranja 32 // Led compresión minima
#define LedVerde 33 // Led compresión correcta
#define LedRojo 27 // Led compresión exceso

/* Definir constantes */
#define PI 3.1415926

/* Procesos iniciales */
BluetoothSerial SerialBT; // Nombrar a Bluetooth
SimpleKalmanFilter simpleKalmanFilter(2, 2, 0.01); // Configurar filtro

/* Definir variables */
// Variables de para recibir datos //
int MaxTiempoLeerBT = 1; // Tiempo en milisegundos de espera máximo para SerialBT.read
int ContadorLeerBT = 0; // Contador auxiliar para ubicar los datos recibidos por el bluetooth
const int LongByteLeerBT = 6; // Longitud de la trama en Bytes que se recibe por Bluetooth
byte TramaBytesLeerBT[LongByteLeerBT]; // Trama de datos recibidos
const unsigned long EsperaLeerBT = 80; // Tiempo maximo para resetar el contador de recepcion bluetooth
unsigned long TActualLeerBT = millis(); // Tiempo actual para resetear el contador desde ultimo dato leído
byte SInicioTramaLeerBT = 60; // Simbolo en Ascii que iniciará la trama de lectura '<'
byte SFinTramaLeerBT = 62; // Simbolo en Ascii que iniciará la trama de lectura '>'
char ElementoLeerBT = 0; // Elemento al cual se dará parametros (bandera)

// Variables de para enviar datos //
const unsigned long PeriodoEnvioBT = 100; // Periodo de envío de datos por Bluetooth en milisegundos
unsigned long TActualEnvioBT = millis(); // Tiempo actual de envío de datos por Bluetooth desde ultimo enviado
char buffer[54]; // Buffer (paquete de datos) a ser enviado por Bluetooth

// Variables parpadeo de LED de estado //
const unsigned long TEsperaLedEst = 500; // Tiempo de espera (Periodo) entre estados del LEDest
unsigned long TActualLedEst = millis(); // Tiempo actual para cambiar de estado del LEDest

/* Variables generador onda pulso*/
unsigned long TActualPulso = millis();
byte AmplitudPulso = 0; // Entre 0 y 255, en cero no sa señal
byte TiempoMuertoPulso = 3; // No cero, más pequeño se siente por más tiempo
byte LatidosPMinPulso = 80; // Entre 30 y 200 LPM
byte NuevoTiempoMuertoPulso = 3;
byte NuevoLatidosPMinPulso = 80;
int AuxPulso = 0;
const int PWMcanalPulso = 0;

/* Variables sonido buzzer*/
unsigned long TActualBuzzer = millis();
byte AmplitudBuzzer = 0; // Ancho de pulso PWM cambia tono de Buzzer
byte TiempoMuertoBuzzer = 4; // Cuanto tiempo esta apagado el Buzzer, entre mayos menos se escucha, recomienda entre 2 y 30
byte BipsPMinBuzzer = 100; // Bips por minuto
int AuxSalBuzzer = 0; // Salida de Buzzer
const int PWMcanalBuzzer = 1; // Calan PWM
int ContBuzzer = 0; // Cuantos Bips han dando

int CantBipsBuzzer = 30; // Cuantos Bips para dar la pausa
byte AuxEstBuzzer = 0;

/* Variables distancia compresiones "Contador" */
// para esto primeo se obtiene un valor inicial en un tiempo dado del cual se partirá par alos calculos de distancia
int ContDistPromedio = 0; // Contador para saber para cuaanto hay que dividir la suma de distancias con filtro
int ValSdistancaLeido = 0; // Valor real rin filtro
int ValSdistancaPromedio = 60; // Variación entre la distancia leida y la inicial (Sdistanca); // Valor con el filtro
unsigned long SumDistPromedio = 0; // Valor que se suma en un tiempo de lecturas apra obtener inicial
int ValSdistancaInicial = 0; // Valor del cual se parte para calculos
int ValSdistancaDelta = 0; // Variación entre la distancia leida y la inicial
const unsigned long TEspDistInicial = 1000; // Tiempo que demora en leer el inicial
unsigned long TActualDistInicial = millis(); // Poner cuando setea C
int ContComprCorretas = 0; // Cantidad de compresiones correctas
int ContComprIncorretas = 0; // Cantidad de compresiones incorrectas
byte auxDist = 0; // Bandera para que cuente solo una vez distancias corresta de compresiones
byte EstadoDistancia = 170; // Activa o desactiva contador, además permite variar TPausaComprBuzzer si se cambia entre 100 y 200, 0 desactiva y 255 no hace modificación en tiempo
int DistVentana = 20; // Distancia para resear compresiones y volver a contar
int DistMinima = 40; // Distancia mínima que debe ser detectada
int DistMaxima = 80; // Distancia máxima que debe ser detectada
int MaxDistCompr = 0; // Permite establecer cuanto fue la distancia maxima recorrida para saber si es correcta o incorrecta
byte EstValSdistancaInicial = 0;
unsigned long TESplniBuzzer = 5000; // Tiempo que demora antes de empezar a sonar buzzer prara entrenamiento
unsigned long TActualIniBuzzer = millis(); // Poner cuando setea C
int ContComprTotales = 0;
unsigned long TMinCompresiones = 100;
unsigned long TActCompresiones = millis();
int MaxVarPermitida = 100;
byte PrimerCiclo = 0;
unsigned long TCicloComprEntrenamiento = 0;
int ContComprTotalesAnterior = 0;

/* Para calcula frecuencia de compresiones por minuto */
unsigned long TPausaComprBuzzer = 6000; // Pausa en ms tanto para el buzeer como para calculo de compresiones por minuto Ojo varia entre 0 y 10 segundos en pasos de 100ms, se setea en primer parametro de contador (100-200) y=100(x-100) *150"
int ContVentilacionesBuzzer = 0; // Solo cuando esté activo el buzzer para tener una ref más cercana de Ventilaciones PM
float ApxCompPorMin = 0;
int ApxCompPorMinInt = 0;

/* Variables para detectar posiccion correcta compresiones */
byte auxPosCompr = 0; // Bandera para que cuente solo una vez posiccion correcta de compresiones
int ValSGcorazon = 0; // Valor leído de la galga del corazón
int MinValSGcorazon = 2048; // Valor minimo para considerar que posiccion de compresion es adecuada
int ContPosCorCompr = 0; // Posee dato de compresiones en posiccion correcta
int ContPosDistCorCompr = 0; // Posee dato de compresiones en posiccion y distancia correcta

/* Variables para detectar ventilaciones */
int ValSGpulmon = 0; // Valor leído de la galga del pulmon
byte auxVentilacion = 0; // Bandera para que cuente solo una vez ventilación
int MinValSGpulmon = 2500; // Valor minimo para considerar que la ventilación es adecuada
int VenValSGpulmon = 1500; // Valor ventana para considerar que la ventilación es adecuada
int ContVentCorrect = 0; // Posee dato de ventilaciones
unsigned long TMinVentilaciones = 100;
unsigned long TActVentilaciones = millis();

/* Variables de seteo de tiempos*/
byte TEsperaVent = 150;
byte TEsperaCiclo = 150;

/* Variable para estableces estado del proceso*/
byte EstProceso = 0;

/* Variable para obtener tiempo general transcurrido*/
int TiempoTransInt = 0;

void setup()
{
    Serial.begin(115200); // Iniciar comunicacion seria con velocidad de 115200
    SerialBT.begin("ESP32maniqui"); // Iniciar comunicacion Bluetooth
    Serial.println("Esta es tu dirección"); // Dirección de Bluetooth
    printDeviceAddress();
    SerialBT.setTimeout(MaxTiempoLeerBT); // Setear el maximo tiempo de lectura de datos por Bluetooth

    /* Setear pines como entradas y salidas */
}

```

```

pinMode(LED1, OUTPUT);
pinMode(BUZZER, OUTPUT);
pinMode(Sdistancia, INPUT);
pinMode(SGpulmon, INPUT);
pinMode(MVpulso, OUTPUT);
pinMode(SGcorazon, INPUT);
pinMode(LedNaranja, OUTPUT);
pinMode(LedVerde, OUTPUT);
pinMode(LedRojo, OUTPUT);

/* Setear estado inicial de salidas */
digitalWrite(LED1, LOW);
digitalWrite(BUZZER, LOW);
digitalWrite(MVpulso, LOW);
digitalWrite(LedNaranja, LOW);
digitalWrite(LedVerde, LOW);
digitalWrite(LedRojo, LOW);

/* Setear generador para pulso*/
ledcSetup(PWMcanalPulso, 5000, 8);
ledcAttachPin(MVpulso, PWMcanalPulso);

/* Setear Buzzer*/
ledcSetup(PWMcanalBuzzer, 400, 8);
ledcAttachPin(BUZZER, PWMcanalBuzzer);

/* Seteo cantidades iniciales para obtener promedio distancia */
TActualDistIncial = millis();

Wire.begin(); // Comienza I2C

if (proximitySensor.begin() == false) {
  Serial.println("Dispositivo no detectado, por favor chequee cableado");
  while (1); // Detenido
}

void loop()
{
  RecibirBT();
  GeneradorBuzzer();
  LedIndFuncionando();
  LeerVentilacion();
  LeerDistanciaContadorPosicion();
  EnvioBT();
  GeneradorPulso();
}

void printDeviceAddress() // Función para escribir por serial la dirección de
Bluetooth 'se puede eliminar'
{
  const uint8_t* point = esp_bt_dev_get_address();
  for (int i = 0; i < 6; i++) {
    char str[3];
    sprintf(str, "%02X", (int)point[i]);
    Serial.print(str);
    if (i < 5){
      Serial.print(",");
    }
    Serial.println();
  }
}

void LedIndFuncionando() // Función para titilar el LED de estado
{
  if (digitalRead(LED1) == LOW && ((millis() - TActualLedEst) >= TEspereLedEst) {
    digitalWrite(LED1, HIGH); TActualLedEst = millis();
  } else if (digitalRead(LED1) == HIGH && ((millis() - TActualLedEst) >= TEspereLedEst) {
    digitalWrite(LED1, LOW); TActualLedEst = millis();
  }
}

void LeerVentilacion() // Función para leer el valor y numero de ventilaciones
{
  ValSGpulmon = analogRead (SGpulmon);
  if (ValSGpulmon <= VenValSGpulmon)
  {
    auxVentilacion = 255;
    TActVentilaciones = millis();
  } else if ((ValSGpulmon >= MinValSGpulmon) && (auxVentilacion == 255))
  {
    if ((millis() - TActVentilaciones) >= TMinVentilaciones)
    {
      if ((EstProceso == 99) || (EstProceso == 111))
      {
        ContVentCorrect = ContVentCorrect + 1;
      }
      auxVentilacion = 0;
    }
  }
}

void LeerDistanciaContadorPosicion() // Función para leer la distancia de
compresión, contador de compresiones correctas y posicion correcta
{
  ValSGcorazon = analogRead (SGcorazon);
  ValSdistanciaLeido = proximitySensor.getProximity(); // analogRead (Sdistancia);

  if ((EstValSdistanciaIncial == 0) && ((millis() - TActualDistIncial) <= TEspDistIncial))
  {
    ValSdistanciaPromedio =
    simpleKalmanFilter.updateEstimate(ValSdistanciaLeido);
    SumDistPromedio = SumDistPromedio + ValSdistanciaPromedio;
    ContDistPromedio = ContDistPromedio + 1;
  } else
  {
    if (EstValSdistanciaIncial == 0)
    {
      ValSdistanciaIncial = SumDistPromedio / ContDistPromedio;
      EstValSdistanciaIncial = 255;
      auxDist = 0;
      auxPosCompr = 0;
      MaxDistCompr = 0;
    }
  }

  if ((abs(ValSdistanciaPromedio - ValSdistanciaLeido)) <= MaxVarPermitida)
  {
    ValSdistanciaPromedio =
    simpleKalmanFilter.updateEstimate(ValSdistanciaLeido);
    ValSdistanciaDelta = ValSdistanciaPromedio - ValSdistanciaIncial;

    if (ValSdistanciaDelta <= DistVentana)
    {
      digitalWrite(LedNaranja, LOW);
      digitalWrite(LedVerde, LOW);
      digitalWrite(LedRojo, LOW);
    } else if ((ValSdistanciaDelta > DistVentana) && (ValSdistanciaDelta < DistMinima)) {
      digitalWrite(LedNaranja, HIGH);
      digitalWrite(LedVerde, LOW);
      digitalWrite(LedRojo, LOW);
    } else
    if ((ValSdistanciaDelta == DistMinima) && (ValSdistanciaDelta <= DistMaxima) && (Val
    SGcorazon >= MinValSGcorazon)) {
      digitalWrite(LedNaranja, LOW);
      digitalWrite(LedVerde, HIGH);
      digitalWrite(LedRojo, LOW);
    } else if (ValSdistanciaDelta > DistMaxima) {
      digitalWrite(LedNaranja, LOW);
      digitalWrite(LedVerde, LOW);
      digitalWrite(LedRojo, HIGH);
    }
  }

  if (EstadoDistancia == 255)
  {
    if (ValSdistanciaDelta < 0) { ValSdistanciaDelta = 0; }

    if (ValSdistanciaDelta > DistVentana)
    {
      MaxDistCompr = max(MaxDistCompr, ValSdistanciaDelta);
      auxDist = 255;
      TActCompresiones = millis();

      if (ValSGcorazon >= MinValSGcorazon)
      {
        auxPosCompr = 255;
      }
    } else {
      if ((auxDist == 255) && ((millis() - TActCompresiones) >= TMinVentilaciones))
      {
        if ((MaxDistCompr >= DistMinima) && (MaxDistCompr <= DistMaxima)) { ContComprC
        orretas = ContComprCorretas + 1; }
        else { ContComprIncorretas = ContComprIncorretas +
        1; } // ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 255); delay(5000);
        if (auxPosCompr == 255)
        {
          ContPosCorCompr = ContPosCorCompr + 1;
        }
        if ((MaxDistCompr >= DistMinima) && (MaxDistCompr <= DistMaxima)) { ContPosDist
        CorCompr = ContPosDistCorCompr + 1; }
        auxPosCompr = 0;
      }
      ContComprTotales = ContComprCorretas + ContComprIncorretas;
      auxDist = 0;
      MaxDistCompr = 0;
    }
  }

  if (AmplitudBuzzer != 0) {
    if (ContBuzzer < CantBipsBuzzer)
    {
      if (PrimerCicloF == 0) { ApxCompPorMin =
      (ContComprCorretas + ContComprIncorretas) / ((millis() - TActualDistIncial -
      TEspIniBuzzer - 60000 / BipsPMinBuzzer) / 60000.0000000000); ContComprTotalesAnterior = 0; }
      else { ApxCompPorMin = (ContComprCorretas + ContComprIncorretas -
      ContComprTotalesAnterior) / ((millis() - TCicloComprEntrenamiento -
      60000 / BipsPMinBuzzer) / 60000.0000000000); }
    }
  } else { ApxCompPorMin =
  (ContComprCorretas + ContComprIncorretas) / ((millis() - TActualDistIncial -
  TEspIniBuzzer - (ContVentCorrect * TPausaComprBuzzer / 2)) / 60000.0000000000);
  if (ApxCompPorMin < 0) { ApxCompPorMin = 0; }
  if (ApxCompPorMin > 200) { ApxCompPorMin = 200; }
  ApxCompPorMinInt = ApxCompPorMin;
  TiempoTransInt = (millis() - TActualDistIncial - TEspIniBuzzer) / 1000;
  if (TiempoTransInt >= 3600) { TiempoTransInt = 0; }
  } else {
    EstProceso = 0;
    if (ValSdistanciaDelta > DistMaxima) { ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 255); }
    else { ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 0); }
  }
}

void EnvioBT() // Función para enviar datos por Bluetooth
{
  //int Longitud = 0;
  //Longitud =
  sizeof(ValSdistanciaDelta) + sizeof(ValSGcorazon) + sizeof(ValSdistanciaDelta) + si
  zeof(ValSdistanciaDelta) + sizeof(ValSdistanciaDelta) + sizeof(ValSdistanciaDelta)
  + sizeof(ValSdistanciaDelta) + sizeof(ValSdistanciaDelta) + sizeof(ValSdistanciaDelt
  a) + sizeof(ValSdistanciaDelta);
}

```

```

if ((millis() - TActualEnvioBT) >= PeríodoEnvioBT)
{
    sprintf(buffer, "%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d,%d", ValSdistanciaDelta, Val
    SGcorazon, ValSGpulmon, ContComprTotales, ContComprCorretas, ContPosCorC
    ompr, ContVentCorrect, ContPosDistCorCompr, EstProceso, TiempoTransInt, ApxC
    ompPorMinInt);
    SerialBT.println(buffer);
    TActualEnvioBT = millis();
}
}

void RecibirBT() // Función para recibir datos por Bluetooth
{
    while (SerialBT.available() > 0 && ContadorLeerBT < LongByteLeerBT)
    {
        TramaBytesLeerBT[ContadorLeerBT] = SerialBT.read(); // Lee el byte y lo
        mete en la trama]
    }

    if (TramaBytesLeerBT[0] == SInicioTramaLeerBT) { ContadorLeerBT++; } else { Conta
    dorLeerBT = 0; } // Permite leer trama entre paquetes de datos
    TActualLeerBT = millis(); // Carga el tiempo actual para reseteo
}

if (( ( millis() - TActualLeerBT ) > EsperaLeerBT ) { ContadorLeerBT = 0; } // Si
    pasa más de 80 milisegundos (EsperaLeerBT), entonces, vuelve a poner el
    contador a cero

    if (ContadorLeerBT == LongByteLeerBT) // Si recibio cantidad de datos de la
    trama
    {
        if (TramaBytesLeerBT[0] == SInicioTramaLeerBT &&
        TramaBytesLeerBT[LongByteLeerBT-1] == SFinTramaLeerBT) // Si la trama es
        correcta "el primer byte es 60 (<) y el ultimo es 62 (>)"
        {
            ElementoLeerBT = TramaBytesLeerBT[1];
            ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 0);
            switch (ElementoLeerBT)
            {
                case 'M':
                    AmplitudPulso = TramaBytesLeerBT[2];
                    NuevoTiempoMuertoPulso = TramaBytesLeerBT[3];
                    NuevoLatidosPMinPulso = TramaBytesLeerBT[4];
                    break;

                case 'B':
                    AmplitudBuzzer = TramaBytesLeerBT[2];
                    TiempoMuertoBuzzer = TramaBytesLeerBT[3];
                    BipsPMinBuzzer = TramaBytesLeerBT[4];
                    break;

                case 'C':
                    EstadoDistancia = TramaBytesLeerBT[2];
                    DistMinima = TramaBytesLeerBT[3] * 2;
                    DistVentana = TramaBytesLeerBT[4] * 2;
                    ContDistPromedio = 0;
                    ContVentilacionesBuzzer = 0;
                    EstValSdistanciaInicial = 0;
                    SumDistPromedio = 0;
                    if (EstadoDistancia == 0) {
                        ContComprIncorretas = 0;
                        ContComprCorretas = 0;
                        ContComprTotales = 0;
                        ContPosCorCompr = 0;
                        ApxCompPorMin = 0;
                        ContPosDistCorCompr = 0;
                        ContBuzzer = 0;
                        ContVentCorrect = 0;
                        EstadoDistancia = 255;
                        PrimerCicloF = 0;
                    } else if (EstadoDistancia == 201)
                    {
                        ContComprIncorretas = 0;
                        ContComprCorretas = 0;
                        ContComprTotales = 0;
                        ContPosCorCompr = 0;
                        ApxCompPorMinInt = 0;
                        ContPosDistCorCompr = 0;
                        ContBuzzer = 0;
                        ContVentCorrect = 0;
                        TiempoTransInt = 0;
                        PrimerCicloF = 0;
                    }
                    TActualDistInicial = millis();
                    TActualIniBuzzer = TActualDistInicial;
                    TActualBuzzer = TActualDistInicial;

                    break;

                case 'T':
                    TesperaVent = TramaBytesLeerBT[2];
                    TesperaCiclo = TramaBytesLeerBT[3];
                    if ((TesperaVent <= 200) && (TesperaVent >= 100)) { TPausaComprBuzzer
                    = 100 * (TesperaVent - 100); } // Ojo tiempo espera de ventilaciones
                    if ((TesperaCiclo <= 200) && (TesperaCiclo >= 100)) { TEsplniBuzzer
                    = 100 * (TesperaCiclo - 100); } // Ojo tiempo espera inicial
                    break;
            }
            ContadorLeerBT = 0; // Pone el contador a cero para evitar repeticiones
        }
    }
}

void GeneradorPulso()

```

```

{
    if (AmplitudPulso != 0)
    {
        unsigned long tc = 60000/LatidosPMinPulso;
        unsigned long tf = tc/TiempoMuertoPulso;
        unsigned long auxt = millis();
        int y = 0;

        if ((NuevoTiempoMuertoPulso != TiempoMuertoPulso) || (NuevoLatidosPMinPulso !=
        LatidosPMinPulso))
        {
            ledcWrite(PWMcanalPulso, 0);
            tc = 60000/NuevoLatidosPMinPulso;
            tf = tc/NuevoTiempoMuertoPulso;
            AuxPulso = AmplitudPulso * sin(2 * PI / tf * auxt);
            if ((AuxPulso <= 0) && ((AmplitudPulso * sin(2 * PI / tf * (auxt + 1))) > 0))
            {
                TiempoMuertoPulso = NuevoTiempoMuertoPulso;
                LatidosPMinPulso = NuevoLatidosPMinPulso;
                TActualPulso = millis();
            }
        } else {
            if (((auxt - TActualPulso) <= tf * 0.4)
            {
                AuxPulso = AmplitudPulso * sin(2 * PI / tf * auxt);
                } else if (((auxt - TActualPulso) > tf * 0.4) && ((auxt - TActualPulso) <= tf * 0.48))
                {
                    AuxPulso
                    = (0.1 * AmplitudPulso / (0.08 * tf)) * (auxt -
                    (TActualPulso + 0.4 * tf)) + AmplitudPulso * sin(2 * PI / tf * (TActualPulso + 0.4 * tf));
                    } else if (((auxt - TActualPulso) > tf * 0.48) && ((auxt - TActualPulso) <= tf * 0.84))
                    {
                        y
                        = (0.1 * AmplitudPulso / (0.08 * tf)) * ((TActualPulso + 0.48 * tf) -
                        (TActualPulso + 0.4 * tf)) + AmplitudPulso * sin(2 * PI / tf * (TActualPulso + 0.4 * tf));
                        AuxPulso = ((-y / (0.36 * tf)) * (auxt - (TActualPulso + 0.48 * tf))) + y;
                    } else if (((auxt - TActualPulso) > tf * 0.84) && ((auxt - TActualPulso) <= tf))
                    {
                        AuxPulso = 0;
                    } else if (((auxt - TActualPulso) > tf) && ((auxt -
                    TActualPulso) <= tf * TiempoMuertoPulso))
                    {
                        AuxPulso = 0;
                    } else if (((auxt - TActualPulso) >= tf * TiempoMuertoPulso))
                    {
                        TActualPulso = TActualPulso + tf * TiempoMuertoPulso;
                    }
                } else {
                    ledcWrite(PWMcanalPulso, AuxPulso);
                    // Serial.println(AuxPulso);
                }
            } else {
                ledcWrite(PWMcanalPulso, 0);
            }
        }
    }

    void GeneradorBuzzer()
    {
        unsigned long tc = 60000/BipsPMinBuzzer;
        unsigned long tf = tc/TiempoMuertoBuzzer;
        unsigned long auxt = millis();
        if ((AmplitudBuzzer != 0) && (ContBuzzer < CantBipsBuzzer) && (auxt -
        TActualIniBuzzer >= TEsplniBuzzer))
        {
            if ((auxt - TActualBuzzer) <= tf)
            {
                AuxSalBuzzer = AmplitudBuzzer;
                AuxEstBuzzer = 255;
            } else if (((auxt - TActualBuzzer) >= tf) && ((auxt -
            TActualBuzzer) <= tf * TiempoMuertoBuzzer))
            {
                AuxSalBuzzer = 0;
            } else if (((auxt - TActualBuzzer) >= tf * TiempoMuertoBuzzer))
            {
                TActualBuzzer = TActualBuzzer + tf * TiempoMuertoBuzzer;
                if (AuxEstBuzzer == 255)
                {
                    ContBuzzer = ContBuzzer + 1;
                    AuxEstBuzzer = 0;
                }
            }
            ledcWrite(PWMcanalBuzzer, AuxSalBuzzer);
            EstProceso = 66;
        } else if (auxt - TActualIniBuzzer < TEsplniBuzzer) {
            EstProceso = 33;
        } else {
            // ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 0);
            if ((AmplitudBuzzer != 0) && (EstadoDistancia == 255))
            {
                EstProceso = 99;
                ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 0);
            } else if (EstadoDistancia == 255)
            {
                EstProceso = 111;
                if (ValSdistanciaDelta > DistMaxima) { ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 255); }
                else { ledcWrite(PWMcanalBuzzer, 0); }
            }
        }

        if ((auxt - TActualBuzzer) > TPausaComprBuzzer)
        {
            if (ContBuzzer == CantBipsBuzzer)
            {
                ContVentilacionesBuzzer = ContVentilacionesBuzzer + 1;
                ContBuzzer = 0;
                PrimerCicloF = 255;
                TCicloComprEntrenamiento = millis();
                ContComprTotalesAnterior = ContComprTotales;
            }
        }
    }
}

```

APÉNDICE D

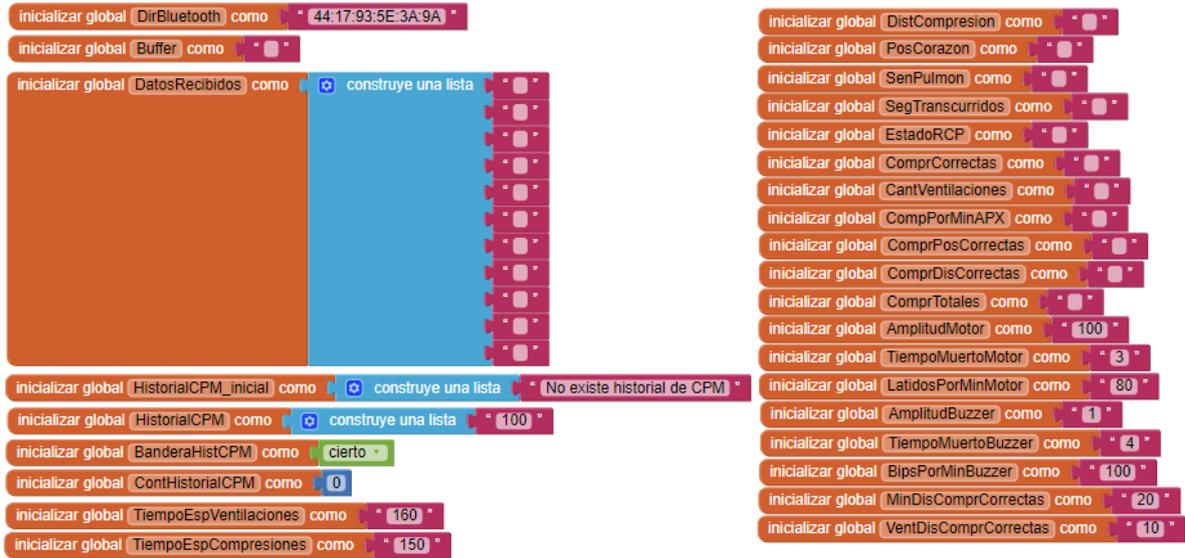


Ilustración 1 Configuración de dirección bluetooth y declaración de las variables a usarse (tipo texto o tipo lista).



Ilustración 2 Inicialización de la pantalla de la aplicación

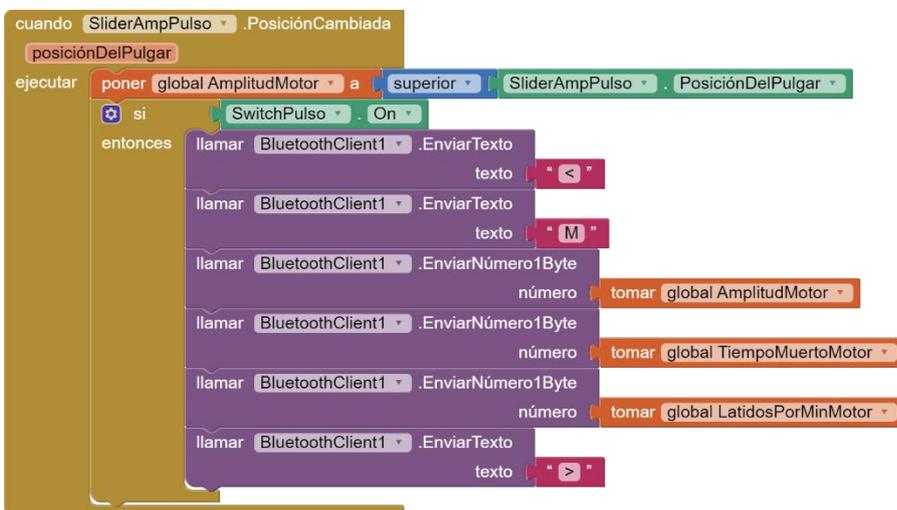


Ilustración 3 Programación del slider de variación de la potencia del pulso.

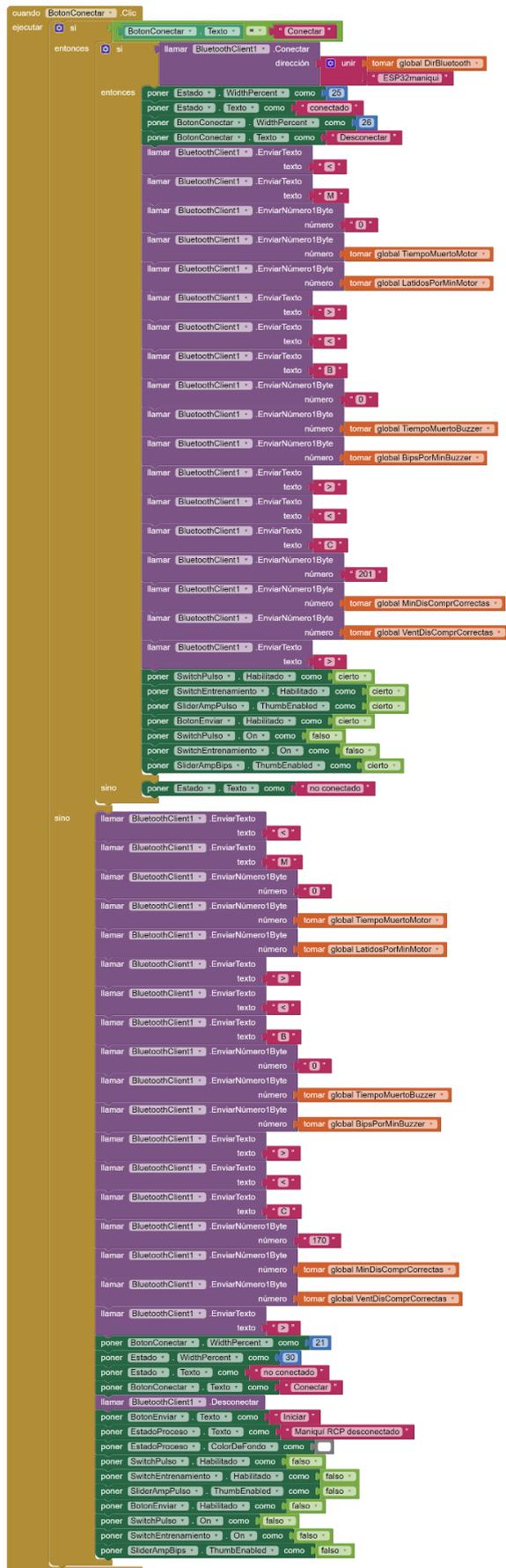


Ilustración 4 Programación del botón conectar/desconectar.

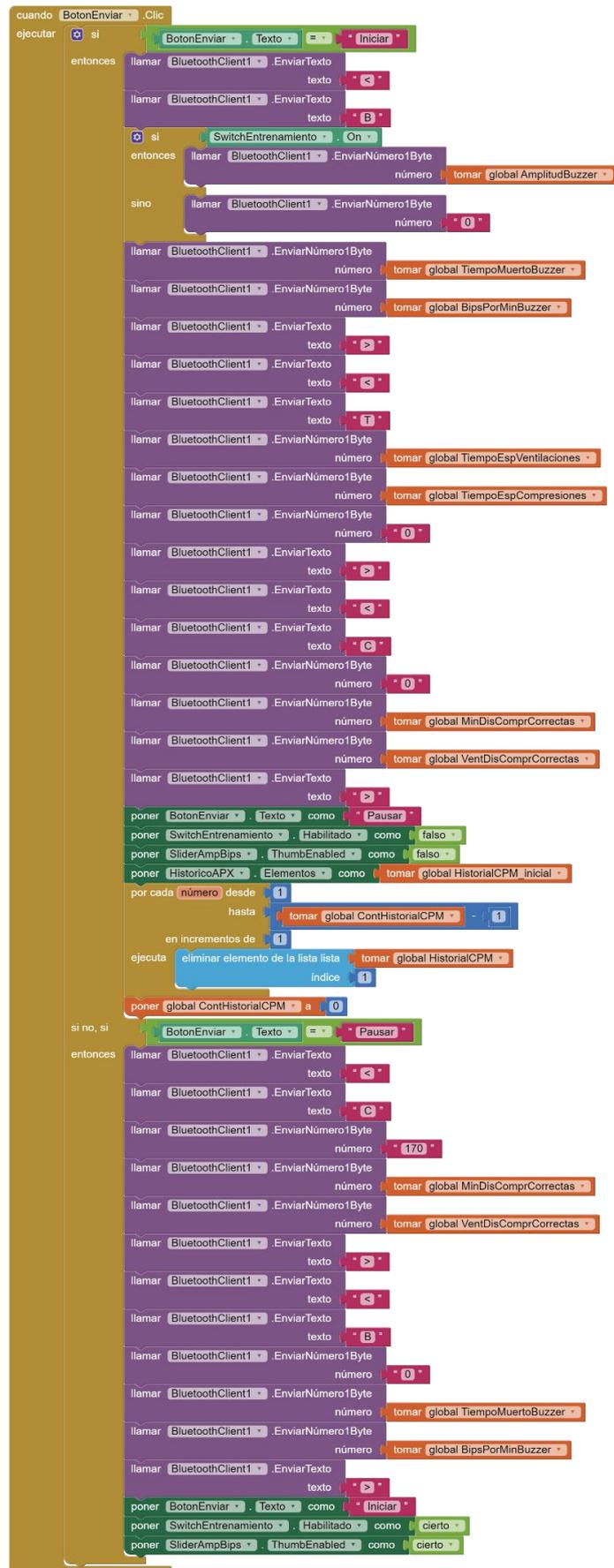


Ilustración 5 Programación del botón enviar.

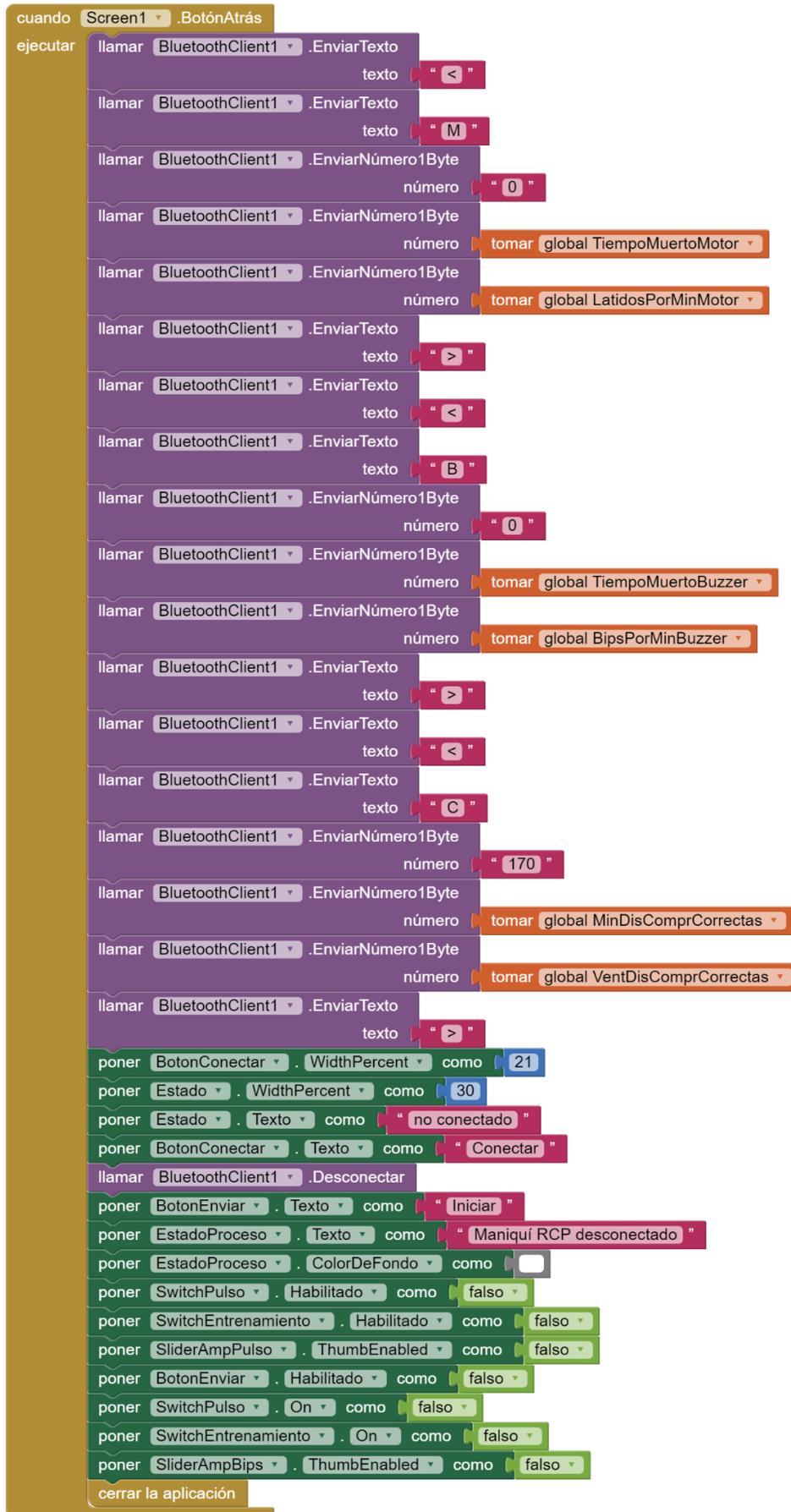


Ilustración 6 Programación del botón atrás.

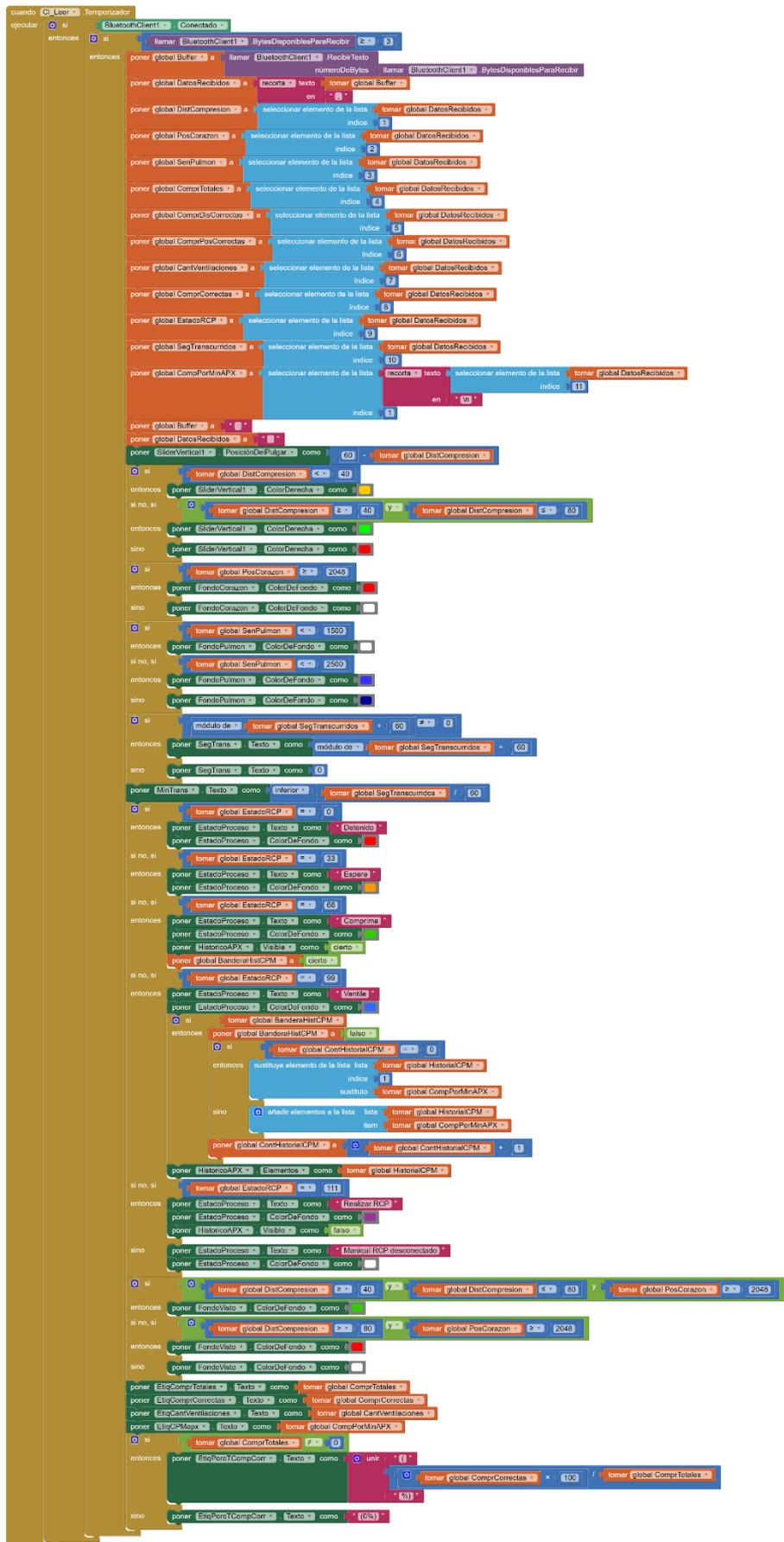


Ilustración 7 Programación de la recepción de datos por bluetooth.

```

cuando CantLPM .DespuésdeSeleccionar
  selección
  ejecutar
    si BotonConectar . Texto = " Desconectar "
    entonces
      poner global LatidosPorMinMotor a CantLPM . Selección
      si
        tomar global LatidosPorMinMotor < 40
        entonces
          poner global TiempoMuertoMotor a " 8 "
        si no, si
          tomar global LatidosPorMinMotor < 50
          entonces
            poner global TiempoMuertoMotor a " 7 "
          si no, si
            tomar global LatidosPorMinMotor < 70
            entonces
              poner global TiempoMuertoMotor a " 6 "
            si no, si
              tomar global LatidosPorMinMotor < 100
              entonces
                poner global TiempoMuertoMotor a " 5 "
            si no, si
              tomar global LatidosPorMinMotor < 120
              entonces
                poner global TiempoMuertoMotor a " 4 "
            sino
              poner global TiempoMuertoMotor a " 3 "
      si
        SwitchPulso . On
        entonces
          llamar BluetoothClient1 .EnviarTexto
            texto " < "
          llamar BluetoothClient1 .EnviarTexto
            texto " M "
          llamar BluetoothClient1 .EnviarNúmero1Byte
            número tomar global AmplitudMotor
          llamar BluetoothClient1 .EnviarNúmero1Byte
            número tomar global TiempoMuertoMotor
          llamar BluetoothClient1 .EnviarNúmero1Byte
            número tomar global LatidosPorMinMotor
          llamar BluetoothClient1 .EnviarTexto
            texto " > "
    sino
      poner CantLPM . Selección como tomar global LatidosPorMinMotor
  
```

Ilustración 8 Programación del desplegable para seleccionar la cantidad de LPM.

```

cuando SliderAmpBips .PosiciónCambiada
  posiciónDelPulgar
  ejecutar
    poner global AmplitudBuzzer a superior SliderAmpBips . PosiciónDelPulgar
  
```

Ilustración 9 Programación del slider del sonido de entrenamiento.

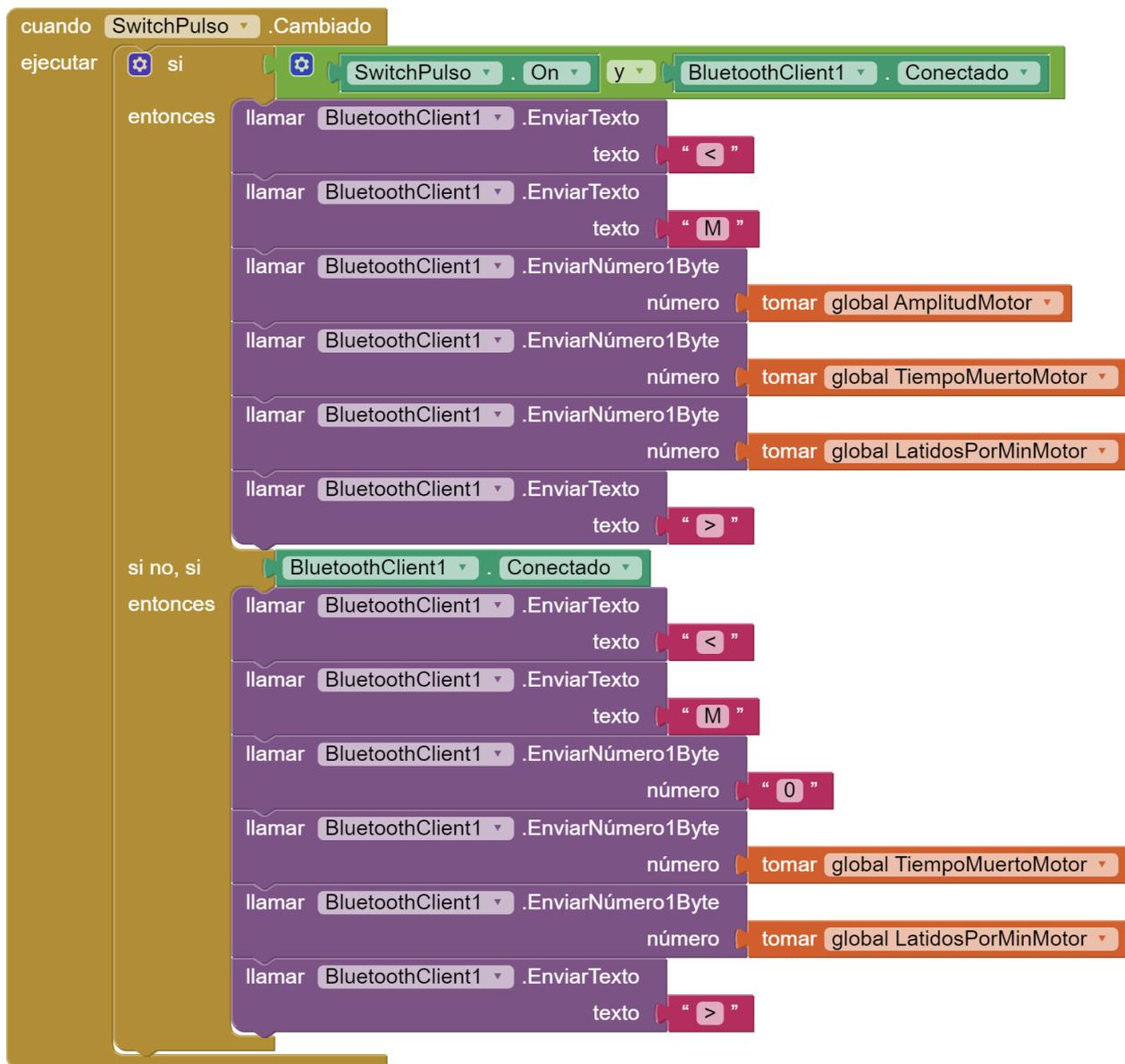


Ilustración 10 Programación del interruptor de activación/desactivación de pulso.



Ilustración 11 Programación del desplegable de la cantidad de compresiones por minuto.

APÉNDICE E

Lista de chequeo para la para la validación médica del sistema electrónico del maniquí de RCP

Nombre: Gitti Larisa Montesdeoca Lugar: Sangolquí

Profesión: Médico Especialista Familiar Fecha: 3 de enero del 2022

Nº	Descripción	Sistema tradicional		Sistema electrónico	
		<input checked="" type="checkbox"/>	Observaciones	<input checked="" type="checkbox"/>	Observaciones
1	Simular que la persona responde coherentemente a la voz del practicante (no aplica al sistema electrónico)	<input type="checkbox"/>	Mediante voz externa simulada	<input type="checkbox"/>	Mediante voz externa simulada
2	Simular que la persona tiene pulso carotideo	<input type="checkbox"/>		<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante un motor vibrador
3	Simular que la persona puede ventilar por si sola (no aplica al sistema electrónico)	<input type="checkbox"/>		<input type="checkbox"/>	
4	Detectar la correcta ubicación de las manos en el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	Por observación, puedes ser subjetiva.	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante sensores
5	Detectar que la profundidad de las compresiones es la adecuada	<input checked="" type="checkbox"/>	Por el click que emite el maniquí.	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante sensores
6	Detectar que la frecuencia de las compresiones es la adecuada	<input type="checkbox"/>		<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante sensores
7	Detectar que la cantidad de ventilaciones es la adecuada	<input type="checkbox"/>	Por observación	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante aplicación
8	Se cumplió con el tiempo planeado de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante Cronometro externo	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante aplicación
9	Tabular los datos obtenidos	<input checked="" type="checkbox"/>	De forma manual	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante aplicación
10	Establecer que el practicante cumplió con un adecuado RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	Por lo que se observo	<input checked="" type="checkbox"/>	Mediante aplicación
11	Emitir una realimentación al practicante	<input checked="" type="checkbox"/>	De forma manual	<input checked="" type="checkbox"/>	Sustentado con datos de aplicación



Firmado electrónicamente por:
GITTI LARISA
MONTEDEOCA
COLOMA

Firma del personal médico

Ilustración 12 Escaneo de lista de chequeo llena por el personal médico capacitado.

APÉNDICE F

Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nombre: Jefferson Almeida Lugar: ESPE
 Profesión: M.Sc. Gestión Ambiental Fecha: 22/12/2021
 Ha sido previamente capacitad@ en RCP: Si No Lo utiliza frecuentemente: Si No

Nº	Descripción	5	4	3	2	1	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico							
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4	Considera usted que mantuvo la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Maniquí de RCP con sistema electrónico							
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
13	Considera útil poder sentir el pulso carotídeo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
18	El sistema electrónico le parece útil apura adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico							
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Jefferson Almeida

Firma del practicante

Ilustración 13 Escaneo 1 de la encuesta de evaluación de la calidad de aprendizaje RCP.

Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nombre: Luz Acosta Lugar: ESPE
Profesión: Médico Fecha: 22/12/2021
Ha sido previamente capacitad@ en RCP: Si No Lo utiliza frecuentemente: Si No

Nº	Descripción	5	4	3	2	1	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico							
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
4	Considera usted que mantuvo la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Maniquí de RCP con sistema electrónico							
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
13	Considera útil poder sentir el pulso carotideo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
18	El sistema electrónico le parece útil apura adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico							
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Firma del practicante

Ilustración 14 Escaneo 2 de la encuesta de evaluación de la calidad de aprendizaje RCP.

Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nombre: María José Jaramillo Montano
 Profesión: Esp. Medicina Familiar
 Ha sido previamente capacitad@ en RCP: Si No

Lugar: Estados Unidos
 Fecha: Febrero 2020
 Lo utiliza frecuentemente: Si No

Llene la siguiente encuesta de acuerdo a su experiencia, considerando que 5 es siempre y 1 es nunca

Nº	Descripción	5	4	3	2	1	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico							
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4	Considera usted que mantuvo la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Maniquí de RCP con sistema electrónico							
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
13	Considera útil poder sentir el pulso carotideo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
18	El sistema electrónico le parece útil para adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico							
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

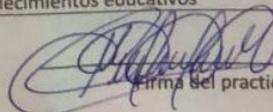

 Firma del practicante

Ilustración 15 Escaneo 3 de la encuesta de evaluación de la calidad de aprendizaje RCP.

Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nombre: MAYRA JOANA GER HERRERA Lugar: QUITO
Profesión: MÉDICO Fecha: 22/12/2021
Ha sido previamente capacitad@ en RCP: Si X No
_ Lo utiliza frecuentemente: Si No

Llene la siguiente encuesta de acuerdo a su experiencia, considerando que 5 es siempre y 1 es nunca

Nº	Descripción	5	4	3	2	1	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico							
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4	Considera usted que mantuvo la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>					
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	
8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	
Maniquí de RCP con sistema electrónico							
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta la cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
13	Considera útil poder sentir el pulso carotideo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
18	El sistema electrónico le parece útil para adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico							
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	X	<input type="checkbox"/>	
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	X	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	


 Firma del practicante

Ilustración 16 Escaneo 4 de la encuesta de evaluación de la calidad de aprendizaje RCP.

Encuesta de la evaluación de la calidad de aprendizaje de RCP

Nombre: Nancy Rivas Lugar: Quito
 Profesión: Licenciada en Enfermería Fecha: 27-12-21
 Ha sido previamente capacitado en RCP: Si No Lo utiliza frecuentemente: Si No

Llene la siguiente encuesta de acuerdo a su experiencia, considerando que 5 es siempre y 1 es nunca

Nº	Descripción	5	4	3	2	1	Obs.
Maniquí de RCP sin sistema electrónico							
1	Considera usted que mantuvo la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
2	Considera usted que mantuvo la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3	Considera usted que mantuvo la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4	Considera usted que mantuvo la correcta cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
5	Usted puede mentalizar fácilmente la cantidad de latidos por minuto de una persona con diferentes patologías.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6	Usted confiaría en la evaluación visual del evaluador para establecer la calidad cuantitativa del RCP brindando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador que solo observó su RCP es suficiente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
8	Puede establecer con facilidad cuando excedió la profundidad de la compresión adecuada	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
Maniquí de RCP con sistema electrónico							
9	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta ubicación de las manos en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
10	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta profundidad de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
11	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta frecuencia de las compresiones en todo el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
12	El sistema electrónico le ayudó a mantener la correcta cantidad de ventilaciones en el proceso de RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
13	Considera útil poder sentir el pulso carotídeo y establecer más de un escenario médico en el maniquí	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
14	Considera útil los datos provistos por la aplicación y que permitirán establecer la calidad del RCP brindando	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
15	Considera usted que la realimentación recibida por el evaluador, basado en los datos del sistema electrónico es suficiente	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
16	Es útil la alerta de exceso en la profundidad de las compresiones	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
17	Es útil la alerta sonora que establece la frecuencia para realizar las compresiones en el RCP	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
18	El sistema electrónico le parece útil para adquirir la memoria muscular adecuada para realizar correctamente el RCP.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
19	De manera general, se encuentra satisfecho con el entrenamiento de RCP utilizando sistema electrónico.	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Comparación del sistema sin y con sistema electrónico							
20	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con el sistema tradicional	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
21	Confiaría en la calidad de RCP brindado por una persona que aprendió el procedimiento con un sistema electrónico	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
22	Prefiere el sistema tradicional sobre el sistema electrónico planteado	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	
23	Prefiere el sistema electrónico planteado sobre el sistema tradicional	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
24	Recomendaría el sistema electrónico planteado a nuevos establecimientos educativos	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

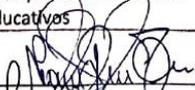

Firma del practicante

Ilustración 17 Escaneo 5 de la encuesta de evaluación de la calidad de aprendizaje RCP.