



ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA
TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE
REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR EN ADULTOS, DE FIDELIDAD
INTERMEDIA Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y
PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN
DE PROFESIONALES DE LA SALUD

AUTORES:

FREIRE FIALLOS, ADRIÁN ANTONIO
ROSERO PLÚA, FELIPE MIGUEL

DIRECTOR:

ING. REA MINANGO, SYLVIA NATHALY

LATACUNGA

2018



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Certifico que el trabajo de titulación, **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR EN ADULTOS, DE FIDELIDAD INTERMEDIA Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN DE PROFESIONALES DE LA SALUD”** fue realizado por los señores **Freire Fiallos, Adrián Antonio** y **Rosero Plúa, Felipe Miguel**, ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software anti-plagio el mismo que cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, por esta razón me permito acreditarlo y autorizar a los señores **Adrián Antonio Freire Fiallos** y **Felipe Miguel Rosero Plúa** para que lo sustente públicamente.

Latacunga, agosto del 2018

Atentamente,

Ing. Nathaly Rea

C.C.:1721261921



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Nosotros, **Freire Fiallos, Adrián Antonio** con cédula de identidad **N°1804263828** y **Rosero Plúa, Felipe Miguel** con cédula de identidad **N° 0503193146**, declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR EN ADULTOS, DE FIDELIDAD INTERMEDIA Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN DE PROFESIONALES DE LA SALUD”** es de nuestra autoría y responsabilidad, cumpliendo con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, respetando los derechos intelectuales de terceros y referenciando las citas bibliográficas.

Latacunga, agosto del 2018

Adrián Antonio Freire Fiallos

C.C.: 1804263828

Felipe Miguel Rosero Plúa

C.C.:0503193146



DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, **Freire Fiallos, Adrián Antonio** y **Rosero Plúa, Felipe Miguel**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar en la biblioteca virtual de la institución el presente trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR EN ADULTOS, DE FIDELIDAD INTERMEDIA Y EQUIPADO CON UN SOFTWARE DE MONITOREO Y PROGRAMACIÓN DE ESCENARIOS CLÍNICOS, PARA LA FORMACIÓN DE PROFESIONALES DE LA SALUD”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra autoría y responsabilidad.

Latacunga, agosto del 2018

Adrián Antonio Freire Fiallos

C.C.: 1804263828

Felipe Miguel Rosero Plúa

C.C.:0503193146

DEDICATORIA

Dedico este proyecto a mi tío Rolando que siempre me ha apoyado en todos los aspectos, el cual ha sido un gran ejemplo como persona, profesional y padre, siendo para mí un modelo a seguir. Por supuesto dedico este proyecto a mis padres, a mi madre Mónica por su gran amor y consejos durante toda mi vida, a mi padre Germán por todas las experiencias que me sirvieron para crecer como persona. A mis hermanos Christian, Dionicio y Paula Camila por su gran cariño. A mi abuelito Nelson por su apoyo y consejos. A mis amigos que fueron importantes para alcanzar este objetivo y por supuesto a Dios que siempre está con nosotros.

Adrián

Dedico este proyecto de titulación principalmente a Dios por haberme dado la vida y brindarme la perseverancia para seguir adelante y llegar a éste importante momento. A la virgen María por ser mi modelo para siempre mantener humildad. A mis padres Marcelo y Lilia por ser un pilar muy importante y siempre brindarme su apoyo incondicional, a mi hermano Miguel por su ayuda y aliento en todo momento. A mis abuelitos María y Miguel que a pesar de su ausencia física, fueron muy importantes en mi formación y crecimiento personal. A mis amigos, que con su apoyo superamos todos los obstáculos para alcanzar esta meta. Y a esa persona especial.

Felipe

AGRADECIMIENTO

Agradecemos a Dios por sobre todas las cosas, a nuestros padres y familiares por su apoyo durante la elaboración de este proyecto y todo el transcurso de nuestra formación académica, ya que gracias a su ejemplo, buenos consejos y regaños hemos alcanzado llegar a este punto importante en nuestra vida.

A nuestra tutora, Ing. Nathaly Rea por su paciencia, esfuerzo y colaboración durante todo el tiempo en el que se desarrolló este trabajo.

A todas las personas que nos acompañaron y ayudaron a culminar con éxito esta etapa.

A nuestros amigos que nos acompañaron desde el inicio hasta el final de esta carrera universitaria brindándonos su amistad y apoyo

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CARÁTULA

CERTIFICACIÓN	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN.....	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE CONTENIDOS	vi
ÍNDICE DE TABLAS.....	xii
ÍNDICE DE ECUACIONES	xiii
ÍNDICE DE FIGURAS	xv
RESUMEN	xxiv
ABSTRACT	xxv

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1. Introducción.....	1
1.2. Antecedentes	2
1.3. Planteamiento del problema	4
1.4. Descripción resumida del proyecto	5
1.5. Justificación e importancia.....	7

1.6. Objetivos	8
1.6.1. Objetivo General	8
1.6.2. Objetivos específicos	8
1.7. Hipótesis	9

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN

2.1. Aparato respiratorio	10
1.1.1. Anatomía y fisiología de la vía aérea.....	11
2.2. Intubación endotraqueal	16
2.2.1. Intubación orotraqueal	17
2.3. Aparato circulatorio.....	27
2.3.1. El corazón	27
2.3.2. El pulso	28
2.3.3. Alteraciones del ritmo cardíaco.....	30
2.3.4. Arritmias cardíacas	30
2.4. Reanimación cardiopulmonar (RCP).....	41
2.4.1. Consideraciones para aplicar RCP.....	42
2.4.2. Procedimiento RCP	44
2.5. Simuladores médicos utilizados en la reanimación cardiopulmonar	46
2.5.1. Tipos de simuladores de RCP	46
2.5.2. Funciones de un simulador de RCP	47

2.6.	Estructura de un simulador de RCP	48
2.6.1.	Estructura mecánica	49
2.6.2.	Estructura electrónica	52
2.7.	Software de control	55
2.7.1.	Python	55
2.7.2.	PyQt - Qt Designer	56
2.7.3.	Raspberry Pi 3 modelo B	56
2.7.4.	Arduino NANO	57

CAPÍTULO III

DISEÑO DEL SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR

3.1.	Diseño estructural y mecánico del prototipo	58
3.1.1.	Cuerpo del simulador	58
3.1.2.	Estructura de Resucitación Cardiopulmonar (RCP)	58
3.1.3.	Estructura de la cabeza	78
3.1.4.	Conexión con el cuello	84
3.1.5.	Vía Respiratoria	86
3.1.6.	Pulsos vitales del simulador	91
3.1.7.	Sistema pulmonar del simulador	92
3.2.	Diseño del circuito de control de los componentes internos	96
3.2.1.	Placas de adquisición de datos	96
3.2.2.	Sensores	97
3.2.3.	Tarjeta de acople	98

CAPÍTULO IV

CONSTRUCCIÓN DEL SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR

4.1. Construcción y ensamble de las diferentes piezas del simulador y de su sistema mecánico.....	103
4.1.1. Extremidades y pulsos.....	103
4.1.2. Cráneo y soportes del cuello.....	104
4.1.3. Estructura RCP.....	107
4.1.4. Sistema respiratorio.....	107
4.2. Implementación del circuito de control y lectura de datos.....	111
4.3. Adaptación del sistema neumático.....	113

CAPÍTULO V

ELABORACIÓN DEL SOFTWARE DE MONITOREO

5.1. Diseño de la interfaz gráfica con el usuario.....	116
5.1.1. Ventana principal.....	117
5.1.2. Ventana de RCP.....	118
5.1.3. Ventana de intubación.....	119
5.1.4. Ventana de escenarios clínicos.....	120
5.1.5. Ventana de monitoreo de escenarios clínicos.....	121
5.1.6. Ventana de prueba de sensores.....	122
5.1.7. Ventana de resultados de RCP.....	123
5.1.8. Ventana de detalle de los resultados.....	123

5.2.	Ritmos cardiacos programados	124
5.3.	Desarrollo del código de programación.	130
5.3.1.	Código de la tarjeta de control	130
5.3.2.	Código de usuario	134

CAPÍTULO VI

PRUEBAS Y RESULTADOS

6.1.	Evaluación del simulador de reanimación cardiopulmonar	144
6.1.1.	Movilidad de extremidades superiores del simulador	144
6.1.2.	Movimiento del cráneo	145
6.1.3.	Prueba de funcionamiento de sensores con ayuda del software	146
6.1.4.	Funcionamiento del escenario RCP	148
6.1.5.	Funcionamiento del escenario de intubación endotraqueal	153
6.1.6.	Funcionamiento de la interfaz de escenarios clínicos.....	155
6.2.	Evaluación del simulador de reanimación cardiopulmonar por profesionales en el área de la Salud.	157
6.3.	Validación de la hipótesis.	160
6.3.1.	Tabulación de las encuestas	160
6.3.2.	Validación.....	170
6.3.3.	Análisis económico del proyecto	171

CAPÍTULO VII**CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

7.1. Conclusiones	175
7.2. Recomendaciones	177

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	178
--	------------

ANEXOS.....	184
--------------------	------------

**ANEXO A. VECTORES UTILIZADOS PARA GRAFICAR LAS DIFERENTES
ONDAS DE RITMOS CARDIACOS**

ANEXO B. ENCUESTA

ANEXO C. LÁMINAS DEL SIMULADOR

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Escala de Glasglow.....	18
Tabla 2 Longitud de inserción óptima del tubo oro-traqueal según talla y sexo	26
Tabla 3 Valores y características de diseño del resorte	61
Tabla 4 Constantes del material A227	62
Tabla 5 Propiedades del acero ASTM A36	74
Tabla 6 Especificaciones técnicas del módulo relé de dos canales.....	94
Tabla 7 Especificaciones técnicas del compresor de aire.	96
Tabla 8 Especificaciones técnicas de los sensores y actuadores	97
Tabla 9 Especificaciones técnicas de la fuente externa	99
Tabla 10 Conexión de puertos a la tarjeta Raspberry Pi	112
Tabla 11 Valores para los armónicos de la onda del ritmo sinusoidal	126
Tabla 12 <i>Recopilación de datos de las preguntas más relevantes de la encuesta</i>	<i>171</i>
Tabla 13 <i>Costos de los componentes del Simulador RCP.</i>	<i>171</i>

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ec. 1 Número de espiras totales	63
Ec. 2 Longitud libre del resorte.....	63
Ec. 3 Longitud sólida del resorte	63
Ec. 4 Paso del resorte.....	63
Ec. 5 Diámetro medio del resorte	63
Ec. 6 Diámetro interno del resorte.....	63
Ec. 7 Índice del resorte	64
Ec. 8 Número de espiras totales	64
Ec. 9 Factor por cortante transversal	64
Ec. 10 Factor de corrección de curvatura de Wahl.....	65
Ec. 11 Deflexión hasta longitud sólida.....	65
Ec. 12 Deflexión hasta longitud sólida.....	65
Ec. 13 Esfuerzo cortante permisible para carga estática.....	65
Ec. 14 Fuerza requerida para comprimir el resorte hasta la longitud sólida.....	66
Ec. 15 Esfuerzo máximo de diseño	66
Ec. 16 Factor de seguridad contra la fluencia estática	66
Ec. 17 Razón de deflexión a la longitud libre.....	67
Ec. 18 Razón de la longitud al diámetro medio de la espira	67
Ec. 19 Fuerza alternante.....	69
Ec. 20 Fuerza media	69
Ec. 21 Esfuerzo alternante	69
Ec. 22 Esfuerzo medio	70

Ec. 23 Factor de seguridad para fluencia por torsión	70
Ec. 24 Límite a la fatiga modificado.....	71
Ec. 25 Factor de seguridad contra la fatiga límite.....	71
Ec. 26 Módulo de rotura para aceros de resorte	71
Ec. 27 Pendiente para calcular la resistencia a la fatiga.....	72
Ec. 28 Intersección para calcular la resistencia a la fatiga	72
Ec. 29 Resistencia a la fatiga	72
Ec. 30 Factor de seguridad contra la falla de la resistencia a la fatiga por torsión.....	72
Ec. 31 Factor de seguridad con el criterio de Von Mises	76
Ec. 32 Voltaje aplicado a la carga	99
Ec. 33 Corriente de base	99
Ec. 34 Resistencia de base.....	99
Ec. 35 Armónico de la onda P	125
Ec. 36 Armónico de la onda Q	125
Ec. 37 Armónico de la onda QRS.....	125
Ec. 38 Armónico de la onda S.....	125
Ec. 39 Armónico de la onda T	125
Ec. 40 Armónico de la onda U.....	125

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Partes del aparato respiratorio.....	10
Figura 2 Corte sagital de la laringe	12
Figura 3 Cuerdas Vocales	13
Figura 4 Corte transversal de la glándula tiroides, tráquea y esófago.....	14
Figura 5 Bifurcación de la tráquea, bronquios.....	15
Figura 6 Pulmones humanos.....	16
Figura 7 Intubación Orotraqueal	17
Figura 8 Laringoscopio de hoja recta y curva.	19
Figura 9 Cánula de Guedel insertada	19
Figura 10 Tubo orotraqueal	20
Figura 11 Sistema bolsa-válvula-mascarilla.....	20
Figura 12 Maniobra frente-mentón	21
Figura 13 Introducción de la cánula.....	22
Figura 14 Administración de oxígeno	22
Figura 15 Introducción de laringoscopio	23
Figura 16 Posicionamiento correcto del laringoscopio	23
Figura 17 Identificación de la epiglotis	24
Figura 18 Introducción del tubo endotraqueal.....	24
Figura 19 Retiro de guía.....	24
Figura 20 Insuflación del manguito	25
Figura 21 Conexión de bolsa-válvula-mascarilla y tubo.	25
Figura 22 Auscultación base pulmonar izquierda	25

Figura 23 Fijación externa de tubo y oxigenación.....	26
Figura 24 Trayectoria de la corriente eléctrica del corazón.....	27
Figura 25 Localización de los pulsos	29
Figura 26 Medición de pulso.....	29
Figura 27 ECG, lectura de las ondas	32
Figura 28 Taquicardia ventricular	33
Figura 29 ECG de taquicardia ventricular	34
Figura 30 Fibrilación ventricular.....	34
Figura 31 ECG de fibrilación ventricular	35
Figura 32 Fibrilación auricular	36
Figura 33 ECG de fibrilación auricular	37
Figura 34 Taquicardia supraventricular.....	38
Figura 35 ECG de taquicardia supraventricular	39
Figura 36 Bradicardia sinusal	40
Figura 37 ECG bradicardia sinusal	41
Figura 38 Maniobra extensión de cabeza y elevación de mentón.....	43
Figura 39 Posición de recuperación	43
Figura 40 Comprobación del pulso carotídeo	44
Figura 41 Posición correcta de manos y cuerpo para realizar un RCP	44
Figura 42 Maniquí con anatomía de la vía aérea.....	50
Figura 43 Sistema de compresión	50
Figura 44 Módulo pulmonar.....	51
Figura 45 Tracción mandibular	52

Figura 46 Triangulación del sensor Sharp	53
Figura 47 Motor plano vibrador.....	54
Figura 48 Código en Python	55
Figura 49 Raspberry Pi Modelo B.....	57
Figura 50 Arduino NANO.....	57
Figura 51 Diseño del Maniquí plástico	58
Figura 52 Diseño de la estructura RCP	59
Figura 53 Lámina de apoyo	59
Figura 54 Tapa superior guía del resorte.....	60
Figura 55 Guía central de compresión.....	60
Figura 56 Base guía del resorte	61
Figura 57 Condiciones críticas de alabeo para extremos paralelos y no paralelos de resortes de compresión.	68
Figura 58 Resorte helicoidal de compresión para RCP.	73
Figura 59 Mesa soporte del sistema RCP	74
Figura 60 Esfuerzo que se ejerce sobre la mesa de RCP.	75
Figura 61 Máximo desplazamiento de la mesa en el eje Y.	75
Figura 62 Diagrama S-N para el acero ASTM A36.	77
Figura 63 Posicionamiento del sensor de distancia	77
Figura 64 Ensamble de la estructura RCP y el cuerpo base del simulador.....	78
Figura 65 Cráneo del simulador RCP	78
Figura 66 Cráneo posterior y agujeros de rotación de la mandíbula	79
Figura 67 Pieza base de rotación de cráneo	80

Figura 68 Cráneo frontal y dientes.....	80
Figura 69 Acople para ambos elementos del cráneo	81
Figura 70 Maxilar inferior	82
Figura 71 (a) Molde A de la lengua. (b) Molde B de la lengua.	83
Figura 72 Eje de rotación derecha de la mandíbula.....	83
Figura 73 Posicionamiento del parlante y servomotores.....	84
Figura 74 Ensamble del cráneo	84
Figura 75 Estructura que conecta el cuello con el cráneo.....	85
Figura 76 Estructura del cuello	85
Figura 77 Conducto de fijación	87
Figura 78 Pieza de sujeción	87
Figura 79 Cuerdas vocales de silicona	88
Figura 80 (a) Molde superior de las cuerdas vocales. (b) Molde inferior de las cuerdas vocales.....	89
Figura 81 Tráquea	89
Figura 82 Esófago	90
Figura 83 Colocación de fines de carrera	90
Figura 84 Ubicación de los pulsos en el simulador	91
Figura 85 Momento en el que se generan los pulsos del simulador.....	92
Figura 86 Sistema pulmonar del sistema.....	93
Figura 87 Circuito neumático para la función de respiración.....	94
Figura 88 Simulación del funcionamiento del circuito neumático	95
Figura 89 Conexiones del circuito de control del simulador RCP.....	98

Figura 90 Vista de conexiones inferiores del circuito de control.....	102
Figura 91 Pulsos carotídeo, braquial y radial del simulador	103
Figura 92 Ensamble de brazo.....	103
Figura 93 Ensamble de brazos al cuerpo	104
Figura 94 Piezas del cráneo	105
Figura 95 Piezas del cuello.....	105
Figura 96 (a) Ensamble del cráneo vista frontal. (b) Ensamble del cráneo vista lateral.	106
Figura 97 Estructura de RCP.....	107
Figura 98 (a) Moldes para elaborar las cuerdas vocales. (b) Cuerdas vocales de silicona	108
Figura 99 Moldes para elaborar la lengua.	108
Figura 100 Tráquea y unión de los acoples	109
Figura 101 Acople de los sensores de contacto en la pieza de sujeción	110
Figura 102 (a) Conducto de fijación. (b) Pieza de sujeción sobre conducto de fijación.....	110
Figura 103 Conducto respiratorio ensamblado.	111
Figura 104 Circuito eléctrico del simulador de RCP	113
Figura 105 Posicionamiento de las electroválvulas en el torso.	113
Figura 106 Cableado de las mangueras de alimentación a la tráquea.....	114
Figura 107 Colocación de la bolsa plástica y costillas sobre la lámina de apoyo	114
Figura 108 Insuflación del pecho	115
Figura 109 Ensamble final del simulador de RCP	115

Figura 110 Ventana principal.....	117
Figura 111 Elementos de la ventana RCP.....	118
Figura 112 Ventana de Intubación.....	119
Figura 113 Ventana escenarios clínicos.....	120
Figura 114 Ventana de monitoreo de escenarios clínicos.....	121
Figura 115 Ventana de prueba de sensores y actuadores.....	122
Figura 116 Ventana de resultados de RCP.....	123
Figura 117 Ventana de detalle de compresiones.....	124
Figura 118 Ritmo sinusoidal.....	127
Figura 119 Asistolia.....	127
Figura 120 Bradicardia sinusoidal.....	128
Figura 121 Fibrilación auricular.....	128
Figura 122 Taquicardia ventricular.....	129
Figura 123 Taquicardia supra ventricular.....	129
Figura 124 Fibrilación ventricular.....	130
Figura 125 Código para inicialización y configuración de puertos.....	131
Figura 126 Código para permitir conexión con el usuario.....	132
Figura 127 Código para funcionalidad de pulsos.....	132
Figura 128 Código para funcionalidad de respiración.....	133
Figura 129 Código para funcionalidad de RCP.....	133
Figura 130 Código para funcionalidad de intubación.....	133
Figura 131 Código para apertura y cierre de mandíbula.....	134
Figura 132 Código de conexión con la tarjeta de control.....	135

Figura 155 (a) Inicio de la fibrilación en el simulador. (b) Compresiones torácicas sobre el simulador	150
Figura 156 Indicativo de compresiones torácicas en la interfaz de RCP.....	150
Figura 157 (a) Finalización de la práctica de RCP. (b) Pestaña de resultados.	151
Figura 158 (a) Resultados generales del RCP aplicado. (b) Calidad de las compresiones torácicas.....	152
Figura 159 Indicativos de la interfaz de intubación endotraqueal.....	153
Figura 160 (a) Colocación del tubo endotraqueal. (b) Intubación correcta. (c) Intubación incorrecta.	154
Figura 161 Interfaz de escenarios clínicos.....	155
Figura 162 Elección de escenarios clínicos.	156
Figura 163 (a) Escenario clínico ritmo sinusal. (b) Escenario clínico taquicardia ventricular.....	157
Figura 164 Práctica de RCP de un paramédico.....	158
Figura 165 Momento de compresión de pecho.....	158
Figura 166 Observación de resultados de práctica de RCP	159
Figura 167 Paramédico y voluntaria sintiendo pulso radial	159
Figura 168 Observación de sensores para la funcionalidad de Intubación	160
Figura 169 Resultados pregunta 1.....	161
Figura 170 Resultados pregunta 2.....	161
Figura 171 Resultados pregunta 3.....	162
Figura 172 Resultados pregunta 4.....	162
Figura 173 Resultados pregunta 5.....	163

Figura 174 Resultados pregunta 6.....	163
Figura 175 Resultados pregunta 7.....	164
Figura 176 Resultados pregunta 8.....	164
Figura 177 Resultados pregunta 9.....	165
Figura 178 Resultados pregunta 10.....	166
Figura 179 Resultados pregunta 11.....	166
Figura 180 Resultados pregunta 12.....	167
Figura 181 Resultados pregunta 13.....	167
Figura 182 Resultados pregunta 14.....	168
Figura 183 Resultados pregunta 15.....	168
Figura 184 Resultados pregunta 16.....	169

RESUMEN

El presente trabajo de titulación trata sobre el diseño y construcción de un simulador de reanimación cardiopulmonar en adultos, de fidelidad intermedia y equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios clínicos. Este dispositivo está formado por el torso de un maniquí de tamaño de una persona adulta, que posee sensores y actuadores en su interior que son controlados y monitoreados de forma inalámbrica a través del computador del usuario. El propósito del proyecto fue elaborar un simulador para reanimación cardiopulmonar (RCP) que permita mejorar la formación de profesionales de la salud, debido su forma de mostrar datos en tiempo real de la maniobra de RCP e intubación endotraqueal, además permite simular diferentes escenarios clínicos. El simulador ha sido diseñado de forma modular, de manera que permita un fácil ensamble y cambio de piezas en caso de ser necesario. La interfaz gráfica consta de una ventana principal y cuatro ventanas que muestran las funcionalidades de práctica de RCP, práctica de intubación, programación de escenarios clínicos y prueba de los diferentes subsistemas. En base a encuestas realizadas a personal capacitado se confirmó que el simulador sería de gran utilidad para realizar las prácticas para las que fue diseñado, adicionado a un ahorro en el costo de implementación por ser construido con materiales disponibles en el mercado local.

PALABRAS CLAVE:

- **SIMULADOR MÉDICO**
- **REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR**
- **INTUBACIÓN ENDOTRAQUEAL**
- **SIMULACIÓN CLÍNICA**

ABSTRACT

The present undergraduate project deals with the design and construction of a simulator for cardiopulmonary resuscitation in adults, of intermediate fidelity and equipped with a software for monitoring and programming of clinical scenarios. This device is formed by a torso of a dummy the size of an adult person, which has sensors and actuators inside that are controlled and monitored wirelessly through the user's computer. The purpose of the project was to develop a simulator for cardiopulmonary resuscitation (CPR) to improve the training of health professionals, due to its way of showing real-time data of the CPR maneuver and endotracheal intubation, in addition to simulating different clinical scenarios. The simulator has been designed to be modular so that it allows an easy assembly and change of pieces if necessary. The user's interface consists of a main window and four windows that show the functionalities of CPR practice, intubation practice, programming of clinical scenarios and testing of different subsystems. Based on surveys carried out by trained personnel, it was confirmed that the simulator will be very useful to perform the practices for which it was designed, added to savings in the cost of implementation because it was built with materials available in the local market.

KEYWORDS:

- **MEDICAL SIMULATOR**
- **CARDIOPULMONARY RESUSCITATION**
- **ENDOTRACHEAL INTUBATION**
- **CLINICAL SIMULATION**

CAPÍTULO I

GENERALIDADES

1.1. Introducción

A nivel nacional la simulación médica se está posicionando fuertemente en varios campos, uno de ellos la educación, en la cual es necesaria la práctica continua de diversas maniobras requeridas para salvar la vida de personas, en donde la retroalimentación de lo efectuado es esencial para corregir errores y mejorar la técnica.

Diversas instituciones y empresas que desean guiar a su personal importan equipos sofisticados de simulación a precios elevados. Otros por facilidad instruyen a las personas con equipos simples que evitan visualizar cómo una persona reacciona durante un problema de salud.

La resucitación cardiopulmonar (RCP) es una técnica básica que todos deben conocer, ya que puede salvar muchas vidas si se realiza correctamente. El presente proyecto está desarrollado con la finalidad de que las personas posean una estructura confiable en la cual practicarla, además de simular varios escenarios médicos y conocer el desarrollo de un paciente durante estos escenarios.

Este proyecto busca generar un simulador robótico para entrenamiento en maniobra de RCP, teniendo en cuenta que su construcción se realiza con elementos disponibles en el país, brindando facilidad de adquisición y guía de cómo emplearlo, haciendo que su costo sea reducido en comparación de aquellos que se elaboran en el exterior.

1.2. Antecedentes

La simulación clínica se origina en de 1950, gracias al desarrollo del primer maniquí para prácticas de maniobras de resucitación cardiopulmonar (RCP), denominado Resusci Anne, elaborado por el juguetero Asmund Laerdal a petición del Dr. Peter Safar que pensó en instruir en RCP a todas las personas, sin importar si eran médicos, con el fin de salvar vidas. Este sistema representa el cuerpo humano, empleando materiales que ejemplifiquen su fisiología, con la finalidad de practicar las maniobras para mantener el flujo sanguíneo a los órganos vitales cuando una persona ha sufrido un paro cardíaco, y así recuperar la circulación y ventilación espontánea. (Valencia, 2013)

Actualmente un simulador RCP mecánico posee un sistema de compresión y sensores para identificar si la maniobra de resucitación está efectuándose correctamente, además el torso de este sistema posee elementos que simulan pulmones que permiten visualizar la expansión y contracción del pecho, tal cual lo hace una persona. En un simulador RCP es importante monitorear la frecuencia cardíaca, por esta razón cuenta con pulsos localizados como el carotídeo, radial, braquial, etc., los cuales son los ideales para esta tarea. Algunos simuladores RCP cuentan con parlantes colocados en lugares específicos en los cuales se pueden escuchar los sonidos que una persona emite realmente, como el latido del corazón, respiración, agitación del cuerpo, etc., lo cual hace que el sistema sea lo más real posible. Los componentes que conforman un simulador son eléctricos, electrónicos, sistemas neumáticos, compresores que trabajan en conjunto para realizar las tareas previamente descritas. El material para representar cada parte del cuerpo humano puede ser látex, vinilo y plástico los cuales son los más empleados en la actualidad ya que facilita el

moldeo para representar la anatomía humana, lo cual los hace didácticos e idóneos para el aprendizaje. (Laerdal, 2014)

Existen varios simuladores médicos para RCP en el mercado, cada uno con sus características y precios propios; son adquiridos acorde a las necesidades que requiera la institución solicitante. Algunas de estas marcas son: Laerdal, Gaumard, SimPad, Ambu, SmartMan, YUAN, BRAD, etc.

Con el transcurso del tiempo se diversificaron tipos y escenarios de simulación entre ellos el virtual, como una facilidad que permite al personal de salud adquirir el pensamiento crítico y el razonamiento clínico necesarios, previo al desempeño profesional con pacientes reales. (Arcos & Castro, 2016).

Los diferentes simuladores están clasificados en tres niveles, por su desarrollo electrónico. Los de alta fidelidad son para el aprendizaje de destrezas complejas; los de mediana son empleados para desarrollar habilidades repetitivas; y, los de menor fidelidad son para destrezas sencillas, orientados al uso altamente frecuente y masivo. (Narváez, 2015)

En Ecuador, algunos centros de educación superior han adquirido módulos de simulación RCP, como la Universidad Central del Ecuador, Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Universidad de Cuenca y la Universidad Católica de Cuenca, con el afán de potenciar las capacidades de sus estudiantes, además existen centros de capacitación particulares que cuentan con maniqués de RCP en los que el realismo aumenta para que el alumno se involucre más en la práctica. (CGE, 2016)

La Universidad Central del Ecuador cuenta con treinta maniqués de distintos tipos, como torsos en los que se puede practicar un RCP manual y otros en los que se puede

realizar un RCP avanzado ofreciendo la posibilidad de intubación, los cuales son en su mayoría de la marca Laerdal. (Vinuesa, 2015)

Este tipo de simuladores se va posicionando en el país pero al ser importados su precio es elevado, por lo cual el fin del proyecto es desarrollar un simulador médico de RCP que pueda ser utilizado en desarrollo de destrezas médicas por instituciones, centros de preparación u otras entidades y que pueda ser adquirido a un precio moderado.

1.3. Planteamiento del problema

Con el pasar de los años se ha ido priorizando la vida del ser humano, por esta razón se han ubicado entre las actividades profesionales más importantes aquellas que se relacionan con la atención médica de una persona, las cuales tienen por finalidad solucionar cualquier tipo de inconveniente en la salud aplicando correctamente las prácticas médicas.

La única forma para llegar a aplicar correctamente cualquier técnica médica es mediante la experiencia que se adquiere con la práctica. Existen procedimientos médicos que no tienen un alto nivel de riesgo y se los puede practicar con pacientes voluntarios; sin embargo no es posible ejecutar una técnica de reanimación cardiopulmonar como práctica en una persona, ya que al ser un procedimiento de emergencia podría costar la vida del atendido. Por esta razón, gracias al avance tecnológico, se han desarrollado nuevas técnicas para la emulación de este tipo de problemas de la salud a través de simuladores médicos.

La industria de la simulación tiene varias décadas de implementación en facultades de medicina alrededor de todo el mundo; sin embargo, en nuestro país su presencia es muy baja, esto se debe a los altos costos de adquisición de los simuladores y sus respectivos equipos adicionales, debido a que son importados, y al llegar al país incrementan su precio. En el país actualmente no existen empresas que se dediquen a la fabricación de estos dispositivos, o a la comercialización de repuestos, por lo que con el uso y el tiempo estos simuladores se pueden volver obsoletos.

Adicionalmente, es importante destacar que en el país tampoco existe personal especializado para brindar soporte técnico, o capacitaciones sobre el manejo adecuado del dispositivo y poder aprovechar todas las funciones que posee, sin temor a afectar los equipos.

1.4. Descripción resumida del proyecto

El presente proyecto busca diseñar y construir un simulador de reanimación cardiopulmonar en adultos, de fidelidad media, sustentada por una investigación sobre los simuladores robóticos usados en el área de enseñanza de las ciencias de la salud.

El propósito principal del simulador es ayudar en la educación y formación de profesionales en ciencias médicas del Ecuador, brindándoles una herramienta para realizar prácticas de RCP, con un simulador completamente sujeto a la realidad.

Las funcionalidades y características que se implementaron en el simulador son:

- Un maniquí del tamaño de una persona adulta que contiene una vía aérea realista con lengua visible, cuerdas vocales, tráquea y esófago, de acuerdo a la anatomía humana.

- Soporte oral e intubación utilizando un tubo endotraqueal, y un dispositivo de bolsa-válvula-mascarilla laríngea, que contendrá sensores de presencia que detecten y registren la colocación adecuada del instrumento en la vía respiratoria.
- Sistema mecánico que permita la inclinación de la cabeza y elevación de la barbilla.
- Medición de la fuerza ejercida en las compresiones, dependiendo de las señales recibidas en la tarjeta de adquisición de datos se calculara la frecuencia con la que estas suceden.
- Respuestas vocales audibles y sonidos de: quejas, respuestas, amordazamiento y tos, a través de varios parlantes colocados en zonas específicas del simulador.
- Respiración automática con patrones respiratorios variables que incluye respiración agonal y jadeo, elevación continua de pecho y pulsos, mediante un sistema externo de compresión de aire.
- Medición en tiempo real las compresiones torácicas y monitoreo de los ritmos cardíacos con ECG (Electrocardiograma) a través de un software de control y monitoreo desarrollado en lenguaje de programación usando bibliotecas de código abierto.
- Conexión inalámbrica con el controlador.
- Desarrollo de un software con interfaz amigable e intuitiva, para usuarios sin conocimiento técnico, que permita la programación de escenarios clínicos, control y monitoreo de signos vitales, visualización del estado de ejecución de las

maniobras de resucitación, comunicación con el robot, y funciones extras, como por ejemplo comandos de emisión de sonidos.

El proyecto es uno de los tres simuladores médicos presentados como proyectos de titulación de la carrera de Ingeniería Mecatrónica, los cuales son: un simulador neonatal, uno pediátrico y uno adulto enfocado a maniobras de resucitación cardiopulmonar. Cada simulador cumple diferentes funciones de acuerdo al grupo etario al que representa. En el caso del simulador de reanimación cardiopulmonar en adultos, las compresiones torácicas requieren más fuerza, diferente ubicación de la maniobra, mayor volumen de aire cuando se aplique ventilación médica, frecuencia cardíaca más baja (menor frecuencia en los pulsos emulados), variación en la frecuencia de compresiones, etc. Estas diferencias relacionadas con la fisiología del organismo que se quiere simular es lo que ha impulsado la creación de tres simuladores, con la intención de convertirse en un proyecto con continuidad que tenga como resultado a mediano plazo un producto comercializable de cada tipo.

1.5. Justificación e importancia

Para la correcta formación de los profesionales de la salud, es de alta relevancia la aplicación práctica de los conocimientos impartidos por los docentes, de esta manera existe un gran requerimiento de parte de las instituciones de formación de profesionales de atenciones médicas por implementar laboratorios de simulación.

Es importante contar con estos equipos, porque estudios demuestran que los alumnos de medicina que utilizan simuladores médicos de resucitación cardiopulmonar (RCP) como métodos de aprendizaje, mejoran sensiblemente la calidad de las

compresiones torácicas propias de esta maniobra, frente a otras formas como puede ser el entrenamiento con un instructor. (Latorre, 2013)

Al tratar con este tipo de simuladores, y ver el resultado de sus errores, los estudiantes obtienen una visión profunda de las consecuencias de sus acciones y se concientizan en la necesidad de ejecutarlas correctamente.

Debido que en el país no se cuenta con empresas en este sector del mercado, las instituciones de enseñanza de ciencias médicas se ven obligadas a adquirir este producto en el exterior, lo que lleva a un gasto enorme en cuestión de implementación de laboratorios, repuestos y servicio técnico, además de la falta de personal capacitado en el manejo y reparación de estos simuladores.

Por estos motivos, el presente proyecto busca desarrollar equipos robóticos de simulación médica que puedan ser asequibles dentro del país y puedan satisfacer las necesidades de los diversos centros de enseñanza en medicina.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo General

- Diseñar y construir un simulador de reanimación cardiopulmonar en adultos, de fidelidad intermedia y equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios clínicos, para la formación de profesionales de la salud.

1.6.2. Objetivos específicos

- Investigar sobre la anatomía y fisiología de la vía aérea y sistema cardiorácico de un ser humano para la correcta simulación mediante mecanismos y dispositivos electrónicos; las técnicas correctas y rangos de signos vitales

adecuadas al realizar una reanimación cardiopulmonar en adultos de manera que se establezcan los rangos de sensado para cada función del simulador; y los materiales, sensores y elementos mecánicos que se utilizarán para la elaboración del simulador robótico.

- Diseñar el modelo del simulador robótico, seleccionando todos los sensores y actuadores necesarios.
- Construir el simulador robótico de acuerdo al respectivo diseño.
- Elaborar un software de control y monitoreo de todas las señales que emite el simulador robótico, además de programación de escenarios clínicos.
- Realizar las pruebas correspondientes al simulador robótico para garantizar el correcto funcionamiento, y elaborar un manual de uso y mantenimiento del simulador de reanimación cardiopulmonar.

1.7. Hipótesis

¿La construcción de un simulador robótico de reanimación cardiopulmonar en adultos, de fidelidad intermedia y equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios clínicos, permitirá una mejor formación para los profesionales de la salud en el Ecuador?

CAPÍTULO II

FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN

2.1. Aparato respiratorio

El aparato respiratorio es aquel que se encarga del intercambio gaseoso dentro del cuerpo humano, el cual consiste en la captación de O_2 y la eliminación de CO_2 , esencial para que las células puedan llevar a cabo sus procesos metabólicos. (Tortora & Derrickson, 2006).

Los órganos que forman parte de este aparato, como se puede observar en la Figura 1 son: nariz, faringe, laringe, tráquea, bronquios y pulmones. Donde cada uno de estos desempeñan una función específica (Ballús, 1998).

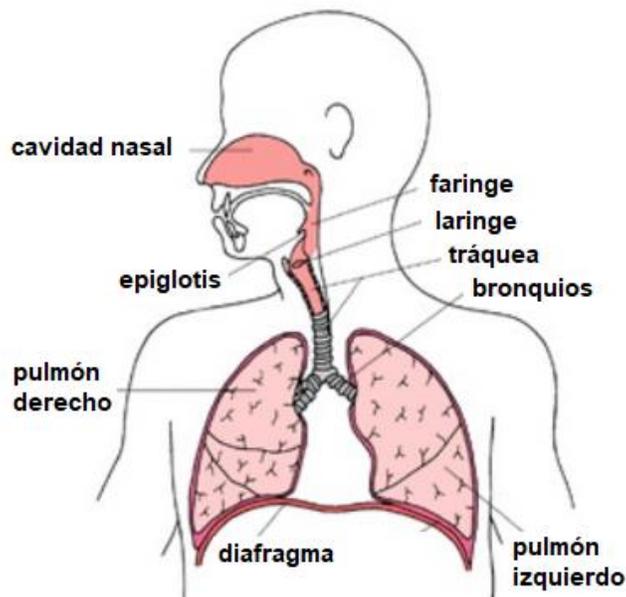


Figura 1 Partes del aparato respiratorio

Fuente: Vera, (2017)

Las partes del aparato respiratorio, según Tortora y Derrickson (2006), se pueden clasificar de acuerdo con su estructura en dos porciones:

- El aparato respiratorio superior, que incluye la nariz, cavidad nasal, la faringe y las estructuras asociadas.
- El aparato respiratorio inferior, que incluye la laringe, la tráquea, los bronquios y los pulmones.

1.1.1. Anatomía y fisiología de la vía aérea

La vía aérea está formada por el conjunto de órganos encargados de transportar el aire hacia los pulmones, los cuales son: la nariz y cavidades nasales, la faringe, la laringe, la tráquea, y los bronquios. (Latarjet & Ruiz, 2011).

a. Nariz

Es un órgano especializado situado en el medio de la cara, entre las mejillas, sobre el labio superior y bajo la frente, se divide en una porción interna denominada cavidad nasal y una porción externa que es la nariz visible en el rostro humano.

b. Faringe

La faringe también llamada garganta, es un conducto en forma de embudo de alrededor de 13 cm de longitud que comienza en las narinas internas y se extiende hasta el nivel del cartílago cricoides. La faringe se localiza detrás de las cavidades oral y nasal, por encima de la laringe y delante de la columna vertebral cervical. (Tortora & Derrickson, 2006).

La faringe funciona como vía para el pasaje del aire y los alimentos, actúa como caja de resonancia para emitir los sonidos del habla. Debido a que la vía para los

alimentos y el aire es común en la faringe, algunas veces la comida pasa a la laringe produciendo tos y sensación de ahogo. (Reiriz, 2009).

c. Laringe

La laringe es un conducto corto que se conecta con la tráquea. Da paso al aire inspirado y espirado. Está situado en la parte media y anterior del cuello, debajo de la lengua, delante de la faringe con la cual comunica arriba. Se prolonga hacia abajo por la tráquea. (Latarjet & Ruiz, 2011)

En el adulto la laringe mide cerca de 5 a 7 cm de alto, 4 cm de ancho y 3,5 de delante hacia atrás. Está formado por varios cartílagos, algunos son: el cartílago tiroides, la epiglotis y el cricoides, como se puede observar en la Figura 2. (Latarjet & Ruiz, 2011)

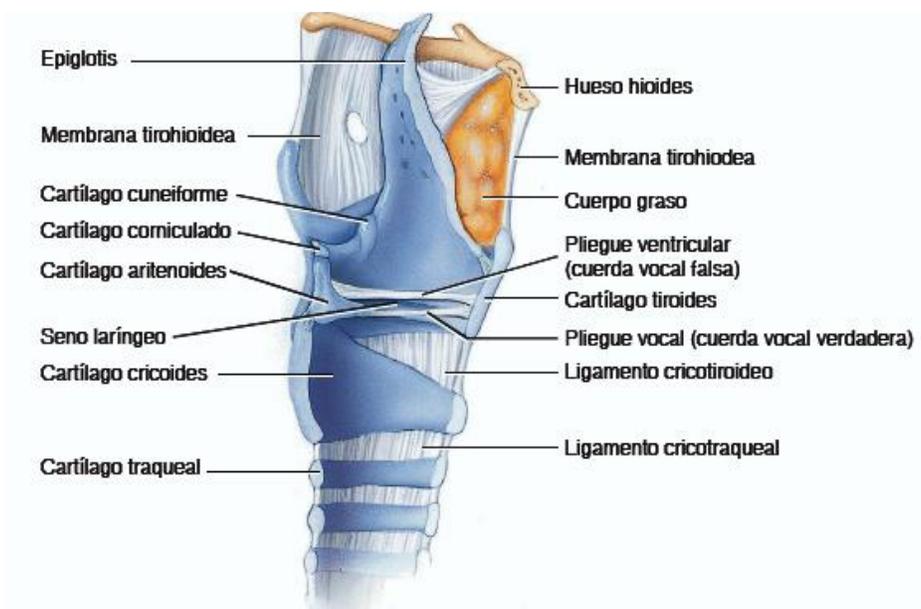


Figura 2 Corte sagital de la laringe

Fuente: Tortora & Derrickson, (2006)

La epiglotis, es un cartílago elástico de forma oval, que se encuentra detrás de la base de la lengua.

De acuerdo con Rivera (2012) la laringe cumple con tres funciones principales las cuales son:

- **Protección:** Evita la entrada de cualquier objeto a la vía aérea, excepto el aire, a través del cierre del vestíbulo laríngeo y de la glotis.
- **Respiración:** Mediante dilatación se activa de la apertura laríngea, permitiendo el transporte del aire hasta la tráquea.
- **Fonación:** Permite la vibración de las cuerdas vocales que es modulada por el aparato articulatorio y la caja de resonancia (nariz, boca y faringe)

Las cuerdas vocales están localizadas en el interior de la laringe y ayudan en la emisión de sonidos (ver Figura 3). Son esenciales en la vía aérea porque actúan como válvulas que impide el ingreso de cuerpos extraños en la vía respiratoria. (Reiriz, 2009)

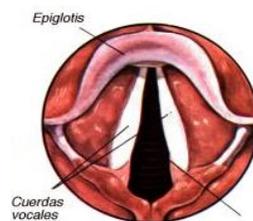


Figura 3 Cuerdas Vocales

Fuente: NIDCD, (2017)

d. Tráquea y esófago

La tráquea es un conducto aéreo tubular, que mide aproximadamente 12 cm a 15 cm de longitud y 2,5 cm de diámetro, en los adultos. Posee entre 16 y 20 anillos horizontales que se encuentran apilados unos sobre otros. (Tortora & Derrickson, 2006)

Se localiza por delante del esófago, como se observa en la Figura 4, se extiende desde la laringe hasta el borde superior de la quinta vértebra torácica, donde se divide en los bronquios principales derecho e izquierdo (Tortora & Derrickson, 2006).

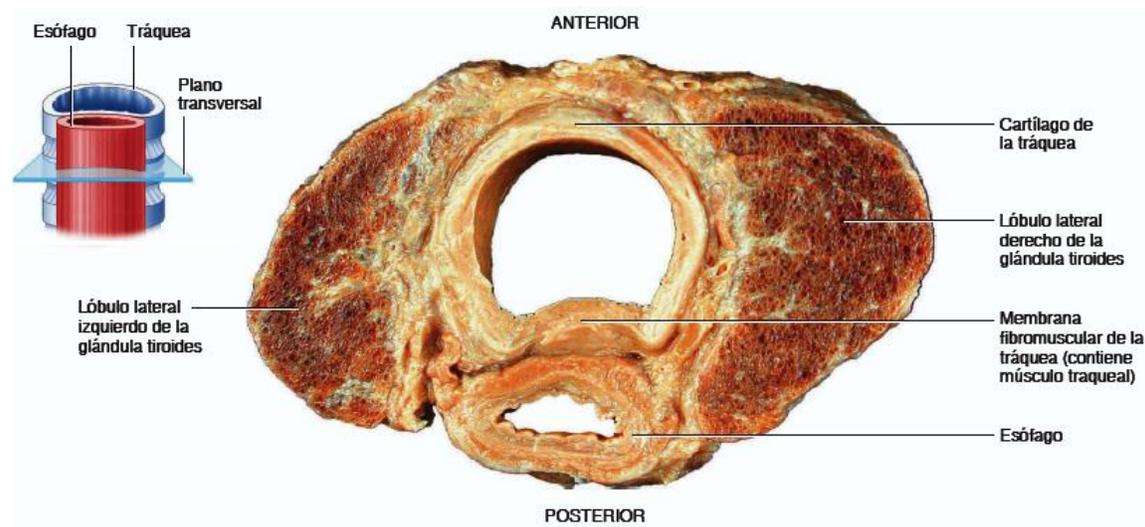


Figura 4 Corte transversal de la glándula tiroides, tráquea y esófago.

Fuente: Tortora & Derrickson, (2006)

La tráquea al ser cilíndrica, permite el paso del aire durante todo el ciclo respiratorio. Esta posee una función de drenaje relacionada con su aparato mucociliar, que permite la eliminación de las partículas inhaladas hacia la faringe. (Prades & Chardon, 2000)

Es un órgano móvil que sigue los movimientos de la cabeza y laringe. (Latarjet & Ruiz, 2011)

El esófago es un órgano tubular longitudinal, se extiende desde la faringe hasta el estómago, está localizado en la cavidad torácica. La longitud media en un adulto es de 22 a 25 cm., la porción que está en contacto con la tráquea mide de 5 a 6 cm. (Ortiz, Granado, & Mesa, 2016)

e. Bronquios

La tráquea en su parte final se bifurca en dos bronquios principales, uno derecho y otro izquierdo, cada uno de ellos se dirige a su respectivo pulmón como se observa en la Figura 5. (Tortora & Derrickson, 2006).



Figura 5 Bifurcación de la tráquea, bronquios

Fuente: Blaus, (2018)

En el punto donde la tráquea se divide en los bronquios principales derecho e izquierdo, se encuentra una cresta llamada carina. El aparato respiratorio finaliza con los bronquiolos. (Tortora & Derrickson, 2006)

f. Pulmones

Los pulmones son órganos esenciales para la respiración (ver Figura 6). Son ligeros, blandos, elásticos, esponjosos y pueden reducirse a la tercera parte de su tamaño cuando se abre la cavidad torácica. En sus inicios son de color rosado, al final son oscuros y moteados debido a las partículas inhaladas. (Reiriz, 2009)

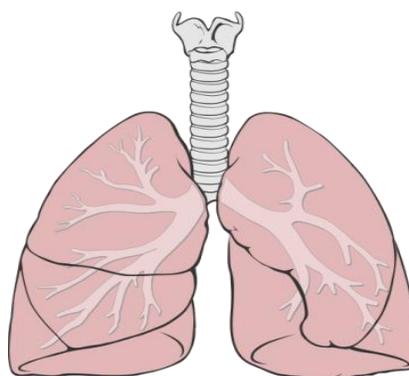


Figura 6 Pulmones humanos

Fuente: Lynch, (2018)

Los pulmones se encargan de obtener el oxígeno del aire que va al cuerpo y de eliminar el dióxido de carbono que se produce durante el proceso. (ADAM Health, 2018)

2.2. Intubación endotraqueal

Es uno de los procedimientos médicos que se realiza con mayor frecuencia en la práctica clínica. Consiste en introducir un tubo o sonda a través de la vía aérea del paciente. Es un protocolo de manejo de la vía aérea en soporte vital avanzado, pero según Morales, Reyes y Vargas (2017) es útil también para las siguientes funciones:

- Abrir la vía respiratoria con el fin de suministrar oxígeno, medicamentos o anestesia.
- Asistir en la respiración en caso de ciertas enfermedades como neumonía e insuficiencia cardíaca.
- Eliminar obstrucciones de la vía respiratoria.
- Aspiración de secreciones.

Dependiendo la vía de acceso existen dos tipos de intubación:

- **Nasotraqueal:** a través de la fosas nasales.
- **Orotraqueal:** a través de la boca (ver Figura 7), empleada en intubaciones dificultosas o de urgencia, también se usa en RCP, ya que es rápida. (MedlinePlus, 2018)



Figura 7 Intubación Orotraqueal

Fuente: Serdar, (2016)

2.2.1. Intubación orotraqueal

La intubación orotraqueal es una técnica agresiva empleada en los servicios de urgencia. Este procedimiento suele ser necesario en los siguientes casos:

- Parada cardiorrespiratoria.
- Protección de la vía aérea.
- Nivel de conciencia bajo y que ponga en riesgo a vida del paciente.
- Insuficiencia respiratoria con una frecuencia de menor de 10 respiraciones por minuto. (Artigas, 2018)

a. Escala de Glasgow

Esta escala es empleada cuando una persona ha sufrido un traumatismo craneoencefálico, en estos casos el nivel de conciencia puede ser bajo, entonces debe

ser intubado todo aquel cuya puntuación en la escala de coma de Glasgow (ver Tabla 1) sea menor de 8 puntos. (Artigas, 2018)

Tabla 1

Escala de Glasgow

Condición	Puntos
Apertura de ojos	
Espontánea	4
A la orden verbal	3
Al dolor	2
Nula	1
Mejor respuesta motriz	
Obedece	6
Localiza	5
Retira	4
Flexión anormal	3
Respuesta extensiva	2
Nula	1
Respuesta verbal	
Orientada	5
Conversación confusa	4
Emite palabras	3
Emite sonidos incompresibles	2
Nula	1

Fuente: Artigas, (2018)

b. Materiales empleados en la intubación orotraqueal en adultos

- Elementos de protección personal, guantes, máscara, protección ocular.
- Guía de metal maleable, jeringa de 10 ml., estetoscopio, cinta para sujetar el tubo y aspirador con sonda.
- Laringoscopio con hoja curva Macintosh o recta Miller nº 3 (ver Figura 8).



Figura 8 Laringoscopio de hoja recta y curva.

Fuente: Guía prehospitalaria, (2018)

- Cánula de Guedel nº 3, 4 ó 5, depende del adulto (ver Figura 9).



Figura 9 Cánula de Guedel insertada

Fuente: CICAT Salud, (2012)

- Tubo orotraqueal (ver Figura 10), con diámetro interno de 7,5 a 8,5 mm para mujeres y de 8 a 9 mm para hombres. (Artigas, 2018)



Figura 10 Tubo orotraqueal

Fuente: Life Care Solutions, (2018)

- Toma de oxígeno, sistema bolsa-válvula-mascarilla (ver Figura 11).



Figura 11 Sistema bolsa-válvula-mascarilla

Fuente: Campos, (2011)

c. Preparación para la intubación orotraqueal

De acuerdo a USAL (2014), la preparación para este procedimiento comprende los siguientes pasos:

- Seleccionar los elementos acorde al paciente a intubar.
- Lavado de manos y colocación de elementos de protección personal.
- Revisar que el laringoscopio tenga pilas y funcione correctamente.
- Inflar el globo del tubo endotraqueal para evitar fugas de aire.
- Lubricar el tubo con xilocaína o similar.

- Comprobar que la guía no sobrepase la punta del tubo endotraqueal.
- Inclinar la cabeza del paciente hacia atrás elevando el mentón.
- Emplear la cánula Guedel de ser posible.

d. Procedimiento

- i. Colocarse en la cabeza del paciente y posicionar la vía aérea con la maniobra frente-mentón (Figura 12).



Figura 12 Maniobra frente-mentón

Fuente: Morales et al. (2017)

- ii. Se emplea una cánula de ser posible, esta previene la obstrucción de la vía aérea que se puede generar al caer la lengua hacia atrás.
 - Introducir la cánula con la punta hacia el mentón, una vez dentro se gira 180 grados (ver Figura 13).



Figura 13 Introducción de la cánula

Fuente: Morales et al. (2017)

- Administrar oxígeno por al menos 30 segundos previos a la intubación o dar 3 ventilaciones rápidas y profundas (ver Figura 14).



Figura 14 Administración de oxígeno

Fuente: Morales et al. (2017)

- iii. Tomar el laringoscopio con la mano izquierda e introducir la hoja del mismo por la boca, apartando la lengua (ver Figura 15).



Figura 15 Introducción de laringoscopio

Fuente: Morales et al. (2017)

- iv. Girar 90 grados el laringoscopio sin hacer palanca para no dañar los dientes.
(ver Figura 16).



Figura 16 Posicionamiento correcto del laringoscopio

Fuente: Morales et al. (2017)

- v. Identificar las cuerdas vocales y colocar la punta del laringoscopio en la parte epiglótis. (ver Figura 17).



Figura 17 Identificación de la epiglotis

Fuente: Morales et al. (2017)

- vi. Introducir el tubo con guía visualizando de las cuerdas vocales hasta que sean atravesadas. (ver Figura 18).



Figura 18 Introducción del tubo endotraqueal

Fuente: Morales et al. (2017)

- vii. Retirar el laringoscopio sin mover el tubo, después retirar la guía (ver Figura 19).



Figura 19 Retiro de guía

Fuente: Morales et al. (2017)

- viii. Inflar el manguito de taponamiento con 10 cc de aire (ver Figura 20).



Figura 20 Insuflación del manguito

Fuente: Morales et al. (2017)

- ix. Conectar al tubo el dispositivo para oxigenación (ver Figura 21) y verificar la adecuada colocación del mismo.



Figura 21 Conexión de bolsa-válvula-mascarilla y tubo.

Fuente: Morales et al. (2017)

- x. Comprobar la colocación adecuada del tubo, con auscultación la base pulmonar derecha y base pulmonar izquierda (ver Figura 22).



Figura 22 Auscultación base pulmonar izquierda

Fuente: Morales et al. (2017)

- xi. Se fija el tubo endotraqueal (ver Figura 23) a la fuente de oxígeno de existir.



Figura 23 Fijación externa de tubo y oxigenación.

Fuente: Morales et al. (2017)

e. Longitud óptima de inserción del tubo orotraqueal el adultos

Una correcta estimación de la longitud de inserción del tubo orotraqueal puede prevenir complicaciones como la intubación endobronquial, que es la más común de las complicaciones a la hora de efectuar la maniobra. Otro problema que se puede prevenir es parálisis de cuerdas vocales. (Gómez, Melo, Orozco, Chicangana, & Osorio, 2016)

Con la finalidad de evitar complicaciones en la técnica, se recomienda los valores de longitud de inserción óptima (LIO) del tubo orotraqueal según talla y sexo, las cual se pueden observar en la Tabla 2.

Tabla 2

Longitud de inserción óptima del tubo orotraqueal según talla y sexo

Talla (cm)	LIO mujeres (cm)	LIO hombres(cm)
145 – 159	19	19 – 20
160 – 174	20	20 – 21
175 – 189	21	21 – 22
≥190	22	22 – 23

Fuente: Gómez et al. (2016)

2.3. Aparato circulatorio

2.3.1. El corazón

El corazón es un órgano muscular de cuatro cavidades, dos superiores denominadas aurículas y dos inferiores llamadas ventrículos. Las paredes musculares de cada cavidad se contraen con una secuencia determinada, de esta manera se bombea la sangre. (Mitchell, 2018)

La contracción del corazón es controlada por una corriente eléctrica que inicia en el nódulo sinoauricular, recorre el corazón siguiendo distintas trayectorias (Figura 24) a una velocidad controlada. (Mitchell, 2018)

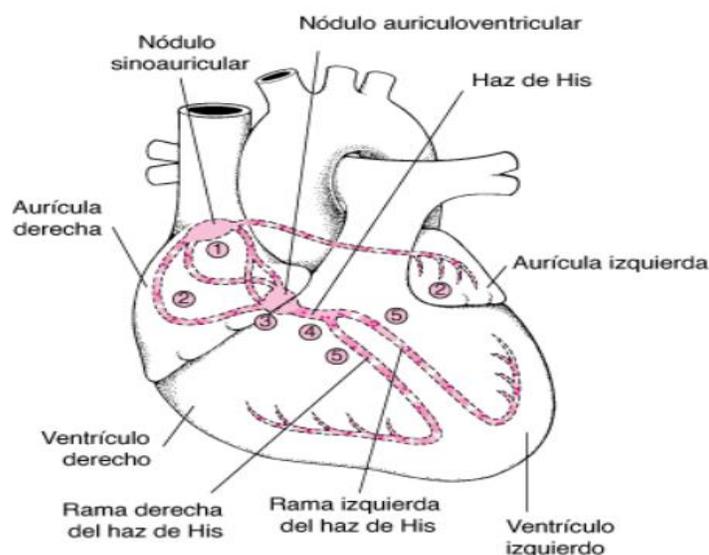


Figura 24 Trayectoria de la corriente eléctrica del corazón

Fuente: Mitchell, (2018)

a. La frecuencia cardíaca

El corazón aporta al cuerpo la cantidad de sangre necesaria y la frecuencia requerida, para la actividad que se realice en el momento. Al bombear la sangre a las

arterias se crea un pulso que puede sentirse en aquellas cercanas a la piel. (MacGill, 2016)

La frecuencia cardíaca está regulada por el sistema nervioso autónomo. En un adulto en reposo la frecuencia cardíaca normal se encuentra entre los 60 y 100 latidos por minuto, esta varía al practicar ejercicio y al sentir estímulos. El ritmo cardíaco es anómalo cuando es demasiado rápido, demasiado lento o irregular. (Mitchell, 2018)

2.3.2. El pulso

El pulso es el movimiento arterial generado por los latidos cardíacos. Su medición proporciona información importante acerca de la salud de la persona y cualquier desviación de la frecuencia cardíaca normal que puede ser un indicio de una condición médica. (SSYF, 2016)

a. Puntos de medición del pulso

El pulso puede palparse en cualquier parte donde una arteria superficial sea susceptible de ser comprimida, generalmente un hueso. Esta es una medición indirecta de la frecuencia cardíaca. (BrigadaCC, 2010)

Existen zonas del cuerpo donde el palpito se percibe con mayor claridad, y para ello se emplen los dedos (ver Figura 25). De acuerdo con Enciclopedia de Conceptos (2018) estos pulsos son:

1. Temporal, localizado en la parte lateral de la cabeza (sien).
2. Carótida, en el cuello.
3. Braquial, cara anterior del pliegue del codo.
4. Radial, en la muñeca.
5. Femoral, en la ingle.

6. Popliteo, interior de las rodillas.
7. Pedial, cara interna del pie.

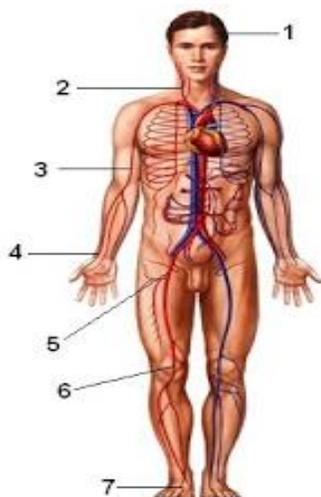


Figura 25 Localización de los pulsos

Fuente: BrigadaCC, (2010)

b. Técnica para medir el pulso

- Se deben colocar los dedos índice y medio sobre algunas de las zonas señaladas, idealmente sobre el lugar donde pasa la arteria.
- Luego se presiona ligeramente hasta que se detecte el pulso y se mantiene durante un minuto, contando las pulsaciones (ver Figura 26).



Figura 26 Medición de pulso

Fuente: Allina Health, (2015)

- Cuando se mide en el cuello se recomienda que la persona se siente.
(Enciclopedia de conceptos, 2018)

2.3.3. Alteraciones del ritmo cardíaco

Las alteraciones del ritmo cardíaco son secuencias de latidos irregulares, demasiado rápidos o lentos que circulan por el corazón por una vía eléctrica anómala. Los trastornos del corazón son la causa más frecuente de las arritmias. (Mitchell, 2018)

2.3.4. Arritmias cardíacas

Las arritmias se presentan por trastornos cardíacos, consumo de fármacos con o sin receta, otras por anomalías desde el nacimiento, cambios en el sistema eléctrico del corazón ocasionados por la edad. Muchas veces la causa no se puede identificar. (Arámburu, 2017)

a. Tipos y causas

Las arritmias rápidas llamadas taquiarritmias son causadas por el ejercicio, malestar físico, alcohol, tabaquismo y consumo de fármacos con estimulantes como los medicamentos para resfriado o alergias. (Mitchell, 2018)

Las arritmias lentas denominadas bradiarritmias aparecen con el dolor, hambre, fatiga, trastornos digestivos como diarrea y vómito, que hacen que el corazón se detenga. (Mitchell, 2018)

b. Síntomas

Las personas son conscientes de las arritmias, pero la percepción de los latidos varía mucho de una a otra, algunas pueden sentirse normales, mientras que otras las perciben cuando se acuestan sobre el lado izquierdo. Algunas arritmias con riesgo de

muerte no producen síntomas, otras sin mucha importancia ocasionan síntomas intensos. (Arámburu, 2017)

Las arritmias dificultan la capacidad del corazón, esto produce debilidad, menor capacidad para practicar ejercicio, dificultad respiratoria, mareos, desmayo, dolor torácico e inclusive la muerte cuando empeoran enfermedades cardiacas existentes, en este último caso se requiere atención inmediata. (Mitchell, 2018)

c. Diagnóstico

La descripción del afectado es esencial para realizar un diagnóstico preliminar y determinar la gravedad de la arritmia. Según Mitchell (2018) se debe considerar si las palpitaciones son:

- Rápidas o lentas, regulares o irregulares, breves o prolongadas.
- Es importante saber si las palpitaciones se presentan en reposo o al realizar una actividad enérgica y si desaparecen o comienzan de forma repentina o gradual.

d. Electrocardiografía (ECG)

Es la principal técnica para detectar arritmias y determinar su causa. El ECG proporciona una representación gráfica de la corriente eléctrica de cada latido del corazón. (Mitchell, 2018)

El latido comienza con un impulso en el nódulo sinoauricular que activa las aurículas y son representadas por la onda P (Figura 27). Después, la corriente eléctrica se propaga hasta los ventrículos, el complejo QRS representa esta activación. Luego, la corriente eléctrica se propaga en dirección opuesta a través de los ventrículos y esto se visualiza en la onda T. (Mitchell, 2018)

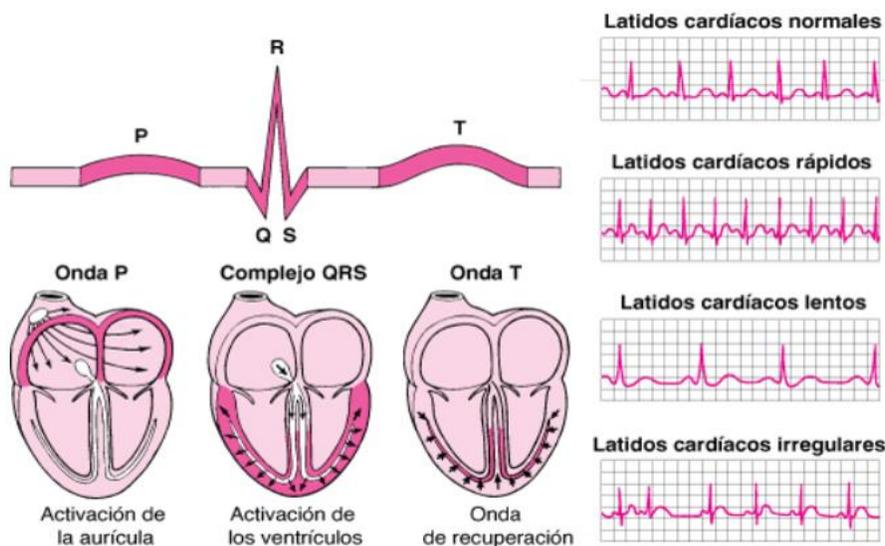


Figura 27 ECG, lectura de las ondas

Fuente: Mitchell, (2018)

El ECG permite detectar anomalías como: infartos de miocardio, arritmias, un aporte inadecuado de sangre y oxígeno al corazón. Si el ritmo cardíaco es demasiado rápido, lento o irregular el ECG indica en que parte del corazón se inicia dicho ritmo, lo cual ayuda a determinar su causa. (Arámburu, 2017)

El lugar en el que inicie la arritmia es importante para el diagnóstico. Estas pueden originarse en el nódulo sinoauricular, en las aurículas o en los ventrículos. Las arritmias que comienzan en los ventrículos son las más graves, seguidas por las que empiezan en las aurículas y finalmente las del nódulo sinoauricular. (Arámburu, 2017)

e. Taquicardia ventricular

La taquicardia ventricular es un ritmo cardíaco acelerado con una frecuencia de 120 a 200 latidos por minuto originado en los ventrículos y forma parte de las arritmias potencialmente mortales. (Mitchell, 2018)

Esta arritmia se produce cuando las señales eléctricas en los ventrículos se desorganizan, sobrecargando la frecuencia y ritmo normal del corazón (Figura 28). Esto causa que los ventrículos se contraigan más rápido, entonces el corazón bombea sangre más rápido de lo normal. (Rossiter, 2012)

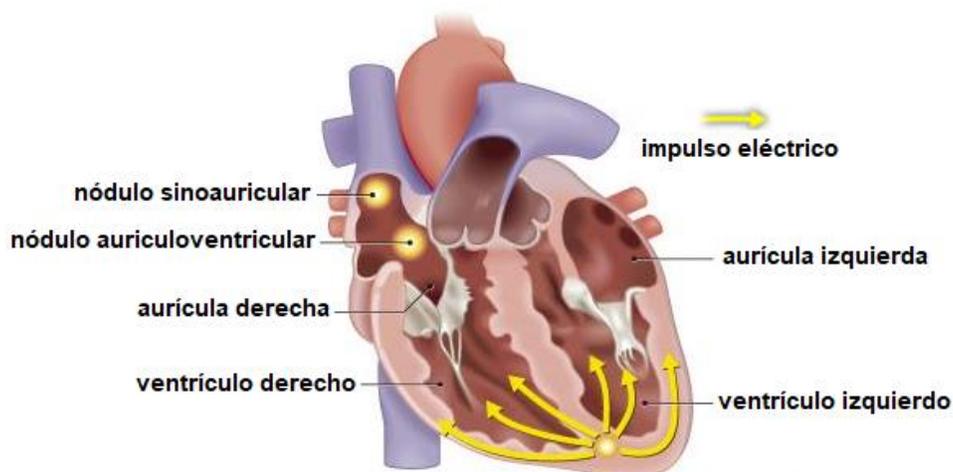


Figura 28 Taquicardia ventricular

Fuente: Rossiter, (2012)

Las causas generales son problemas del corazón de nacimiento o enfermedad del músculo cardíaco. Hay factores como consumo de medicamentos, drogas ilegales, el estrés físico y emocional que pueden ocasionarla. (Rossiter, 2012)

Los síntomas de esta arritmia son: palpitaciones rápidas, falta de aire, mareos severos, desmayos, dolor torácico y malestar. (Mitchell, 2018)

En el ECG la taquicardia ventricular de acuerdo con Arámburu (2017) se identifica por:

- Complejos QRS anchos (Figura 29), con duración mayor a 0.12 s.
- No hay ondas P o si se ven, no siempre proceden inmediatamente a un QRS.

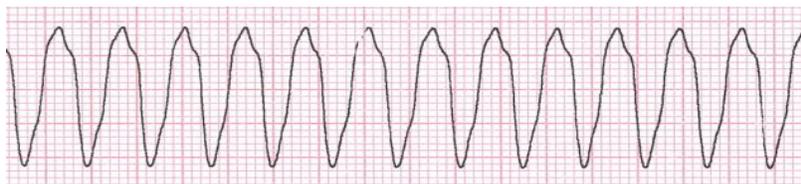


Figura 29 ECG de taquicardia ventricular

Fuente: Hernández, (2016)

La taquicardia ventricular puede ser no sostenida, en cuyo caso dura menos de 30 segundos y desaparece por sí sola. Cuando es sostenida su duración es mayor y finaliza antes debido al colapso del paciente. (Mitchell, 2018)

El tratamiento cuando es no sostenido y previamente a experimentado enfermedades del corazón requiere de un estudio, caso contrario no hay necesidad de tratamiento. Si es sostenido lo más probable es que requiera corriente eléctrica en el pecho aplicada con un desfibrilador. (Arámburu, 2017)

f. Fibrilación ventricular

La fibrilación ventricular es una serie descoordinada de contracciones ventriculares ineficaces y muy rápidas, ocasionados por numerosos impulsos eléctricos caóticos (Figura 30). Los ventrículos simplemente tiemblan y como el corazón no bombea sangre es una forma de paro cardíaco. (Arámburu, 2017)

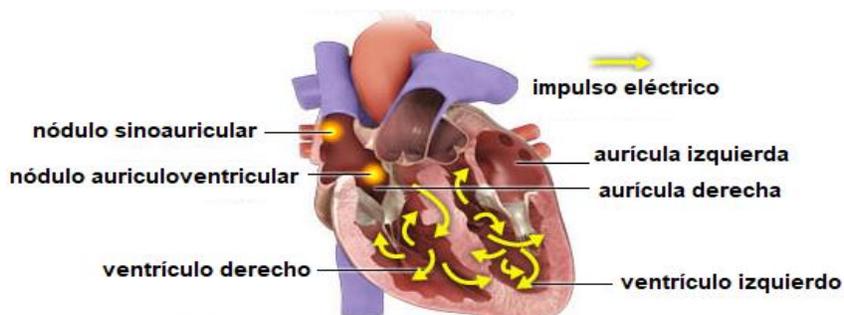


Figura 30 Fibrilación ventricular

Fuente: Rossiter, (2012)

La mayoría de los casos inicia con taquicardia ventricular. Este trastorno provoca pérdida de conocimiento en segundos, si no es tratada a tiempo ocasiona la muerte. Las causas más frecuentes son las cardiopatías como flujo inadecuado de sangre, presión arterial baja, una descarga eléctrica, ahogamiento y consumo de fármacos. (Mitchell, 2018)

Los síntomas más comunes en la fibrilación ventricular son un colapso repentino, pero antes de ello algunas personas experimentan mareo, náusea, dolor en el pecho, taquicardia, palpitaciones aceleradas, convulsiones y después de 5 minutos sin oxígeno ocurre daño cerebral. (Arámburu, 2017)

En el ECG, según Arámburu (2017), se la puede identificar por:

- No hay ondas P.
- No hay complejos QRS, no puede distinguirse ninguna onda (Figura 31).
- Actividad caótica en la línea base.

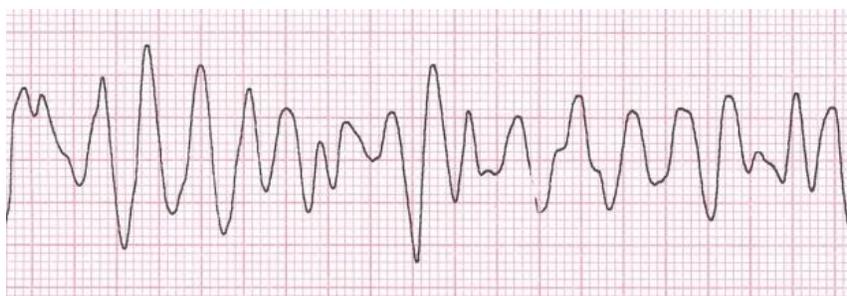


Figura 31 ECG de fibrilación ventricular

Fuente: Hernández, (2016)

La fibrilación ventricular debe tratarse de inmediato con la reanimación cardiopulmonar (RCP), seguida de desfibrilación si existe un desfibrilador externo automático (DEA). Si esta persiste después de la RCP es necesario intubación

endotraqueal y administrar fármacos. Es responsable de 75 a 85% de las muertes súbitas en personas con problemas de corazón. (Mitchell, 2018)

g. Fibrilación auricular

La fibrilación auricular es la más común de las arritmias cardíacas, por lo general se presenta en adultos mayores y personas con insuficiencia cardíaca. Las aurículas se contraen rápida e irregularmente (Figura 32), de tal forma que no se genera la energía necesaria para que se pueda bombear sangre a los ventrículos y la presión arterial disminuye. (Arámburu, 2017)

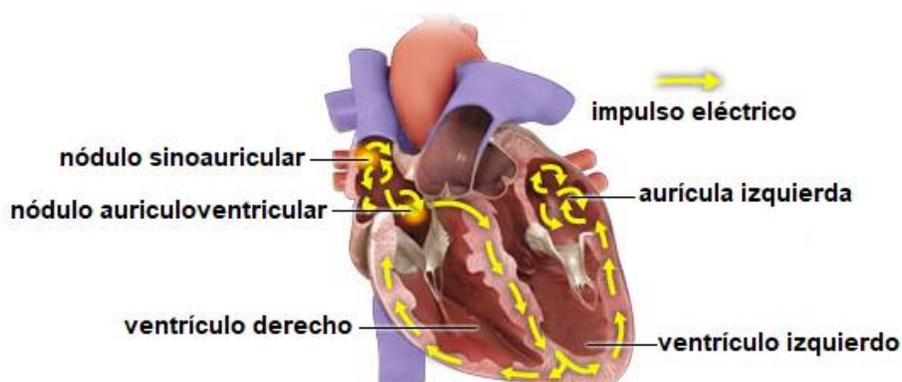


Figura 32 Fibrilación auricular

Fuente: Rossiter, (2012)

La aurícula puede latir a más de 300 veces por minuto cuando la persona presenta fibrilación auricular. Por lo que es necesario restablecer a un valor de 60 a 100 latidos por minuto. (Mitchell, 2018)

Las causas principales de esta arritmia son cardiopatías como infartos, e hipertensión arterial. Otras son: enfermedad pulmonar, cáncer, diabetes, estrés, consumo excesivo de alcohol, etc. (Arámburu, 2017)

Los síntomas incluyen palpitaciones, molestias torácicas, cansancio, dificultad para respirar, mareos, sensación de desmayo, pulso irregular y sudoración. Otras personas pueden no presentar síntomas. (Arriba Salud, 2017)

En el ECG las claves para identificar la fibrilación auricular de acuerdo con Arámburu (2017) son:

- Ausencia de onda P (Figura 33).
- Actividad caótica en la línea base del ECG.
- Complejo QRS irregulares, estrechos o sin cambios.
- Distancia entre complejos QRS irregular.



Figura 33 ECG de fibrilación auricular

Fuente: Hernández, (2016)

Esta arritmia se trata por lo general con medicamentos que regulan el ritmo cardíaco. También se administran fármacos que previenen la formación de coágulos sanguíneos. En otras ocasiones puede ser necesario impulsos eléctricos en el pecho o cardioversión. (Mitchell, 2018)

h. Taquicardia supraventricular

La taquicardia supraventricular ocurre cuando el corazón late demasiado rápido, generalmente a una frecuencia de entre 160 a 250 latidos por minuto, afecta por lo general a personas jóvenes y sanas. (Rossiter, 2012)

Esta arritmia ocurre cuando las conexiones eléctricas defectuosas del corazón provocan y mantienen un ritmo anormal (Figura 34), de esta manera la frecuencia cardíaca se acelera demasiado y no da tiempo suficiente para que el corazón se llene ante de volver a contraerse. Esto ocasiona aturdimiento y mareo, debido a que el cerebro no recibe suficiente oxígeno. (Mayo Clinic, 2017)

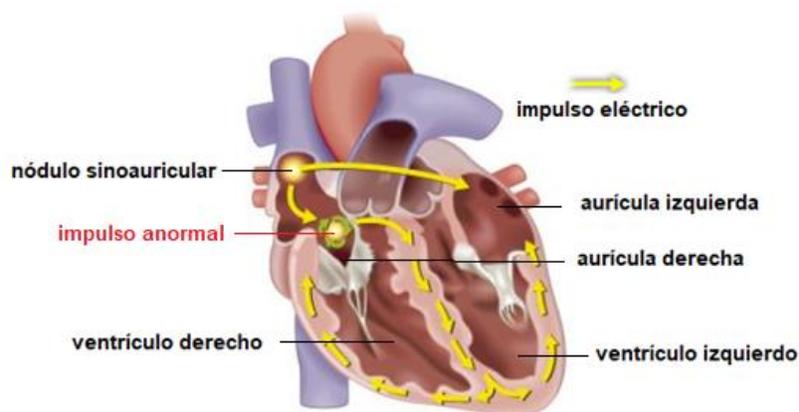


Figura 34 Taquicardia supraventricular

Fuente: Rossiter, (2012)

Las causas que desencadenan esta arritmia son: estrés psicológico, faltad de sueño, fatiga física, insuficiencia cardíaca, tabaquismo, consumo excesivo de alcohol, consumo de drogas, consumir demasiada cafeína, embarazo, etc. (Mayo Clinic, 2017)

La taquicardia supraventricular puede aparecer y desaparecer repentinamente, los síntomas duran minutos o días, algunas personas carecen de ellos. Los signos y síntomas pueden ser: agitación en el pecho, latidos rápidos, dificultad para respirar, aturdimiento o mareos, sudoración, sensación de golpeteo en el cuello, desmayo o desvanecimiento. (Mayo Clinic, 2017)

En el ECG según Arámburu (2017) la taquicardia supraventricular se identifica por:

- Complejo QRS estrecho, pero regular o coordinado (Figura 35).

- Si el ritmo cardíaco es demasiado rápido la onda P es ausente.
- Puede ser en ráfagas cortas o sostenidas.

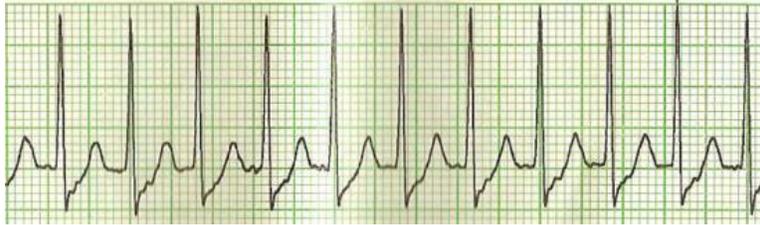


Figura 35 ECG de taquicardia supraventricular

Fuente: Taquicardia.info, (2018)

El tratamiento a seguir depende de los síntomas del paciente, de manera general lo que se busca es controlar el ritmo y la frecuencia cardíaca. Existen acciones que el afectado puede realizar como:

- Maniobra de Valsalva, consiste en costarse o sentarse, después inhalar y tratar de sacar el aire mientras contiene la respiración.
- Reflejo de buceo, sumergir el rostro en agua fría. (Rossiter, 2012)

Los tratamientos de emergencia son la cardioversión eléctrica y administrar medicamentos, pero esto depende de los síntomas y una evaluación previa. (Rossiter, 2012)

i. Bradicardia sinusal

La bradicardia sinusal es un descenso de la frecuencia cardíaca a menos de 60 latidos por minuto. Se origina en el marcapasos natural del corazón, el nódulo sinusal (Figura 36). Puede ser un problema grave, pero en algunas ocasiones no causa síntomas ni complicaciones. (Inneco, 2017)

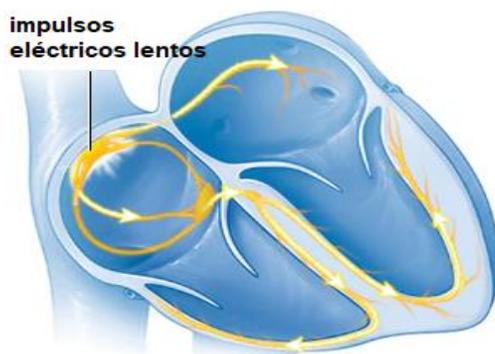


Figura 36 Bradicardia sinusal

Fuente: Mayo Clinic, (2017)

Las causas de la bradicardia sinusal pueden ser entrenamiento físico constante e intenso, edad superior, cardiopatías congénitas, falta de oxígeno, desequilibrio de sustancias químicas en la sangre como el potasio y calcio, interrupción repentina en la respiración durante el sueño (apnea), medicamentos para la presión alta y psicosis. (Aliaga, 2017)

La bradicardia suele no presentar síntomas y es diagnosticada en la mayoría de los casos en un chequeo de rutina. Cuando es sintomática se la reconoce por: dolor de pecho, mareos, desmayo, confusión mental, fatiga, palpitaciones, vértigo, dificultad para respirar. (Inneco, 2017)

En el electrocardiograma la característica principal para identificar la bradicardia sinusal es el alargamiento del intervalo entre dos ondas P (Figura 37), dando la impresión de que falta un QRS. (My EKG, 2018)



Figura 37 ECG bradicardia sinusal

Fuente: Practical Clinical Skills, (2017)

Una vez realizado el ECG y si la bradicardia es asintomática no es necesario ningún tipo de tratamiento ni consumir ningún medicamento. Cuando se identifica que el problema es el nódulo sinusal, es indispensable colocar un marcapasos artificial. (Aliaga, 2017)

2.4. Reanimación cardiopulmonar (RCP)

La reanimación cardiopulmonar (RCP) es una técnica de emergencia para salvar vidas, utilizada cuando una persona ha dejado de respirar, o los latidos de su corazón se han detenido, por cualquiera que sea la causa de estos sucesos.

El principal objetivo de un RCP es tratar de restablecer la actividad normal del corazón, para lo cual se aplican compresiones torácicas, para simular el latido del corazón y permitir que el aire penetre a los pulmones para que exista oxigenación de la sangre. (American Heart Association, 2015)

Es importante resaltar que los procedimientos de aplicación de la reanimación cardiopulmonar varían con la edad de una persona, siendo distinto para adultos, niños, lactantes, y neonatos. Sin embargo en este documento solo se considerará lo que respecta a la reanimación cardiopulmonar en adultos.

2.4.1. Consideraciones para aplicar RCP

La resucitación cardiopulmonar puede ser aplicada por cualquier persona que tenga un conocimiento de RCP, y se lo realiza dentro de los primeros minutos del paro respiratorio. Un RCP sofisticado emplea instrumentos médicos, fármacos y únicamente lo pueden realizar personas entrenadas y capacitadas.

a. Evaluación previa al RCP

La RCP es una técnica de primeros auxilios que ayuda a mantener con vida a alguien que ha sufrido un paro respiratorio, hasta que lleguen los profesionales de emergencias.

Es importante tener en cuenta que solo se puede aplicar RCP cuando la persona tiene pérdida de conocimiento, paro respiratorio o dificultad para respirar y ausencia de pulsos (Clinica DAM, 2018).

Según Barrachina, Blanco y Gómez (2013) el procedimiento de RCP básico es el que se detalla a continuación:

- i. Comprobar la seguridad del rescatador, de la víctima y la de cualquier otra persona presente.
- ii. Verificar si la víctima está consiente, para esto se recomienda: agitar sus hombros suavemente y llamarle en voz alta.
- iii. Si responde, tratar de averiguar qué le pasa y conseguir ayuda si es necesario observar regularmente. Si no responde, aclamar por ayuda y llamar al número de emergencia (911).
- iv. Comprobar la respiración abriendo la vía aérea, mediante la extensión de la cabeza y elevación del mentón (Figura 38). Manteniendo la vía aérea abierta,

mirar si hay movimiento torácico, oír en la boca de la víctima si hay sonidos respiratorios y sentir con la mejilla si hay una respiración normal. En caso de existir respiración agónica, se lo considera como signo de parada cardíaca.



Figura 38 Maniobra extensión de cabeza y elevación de mentón

Fuente: Barrachina et al. (2013)

- v. Si está respirando normalmente colocar a la persona en posición de recuperación, pedir ayuda y comprobar que siga respirando. (Figura 39).



Figura 39 Posición de recuperación

Fuente: Barrachina et al. (2013)

- vi. Si la respiración está ausente o no es normal se procede a comprobar el pulso carotídeo localizado en el cuello. (Figura 40).



Figura 40 Comprobación del pulso carotídeo

Fuente: Barrachina et al. (2013)

- vii. Si existe pulso, comprobar que la persona siga respirando. Si el pulso es ausente empezar la maniobra RCP.

2.4.2. Procedimiento RCP

Una vez evaluado el entorno de acuerdo con Barrachina et al. (2013) se procede a aplicar el RCP de ser necesario, aplicando los siguientes pasos:

- 1) Arrodillarse al lado de la víctima.
- 2) Colocar el talón de una mano en el centro del tórax de la víctima y el talón de la otra mano sobre la primera, entrecruzar los dedos y mantener los brazos siempre extendidos (Figura 41).

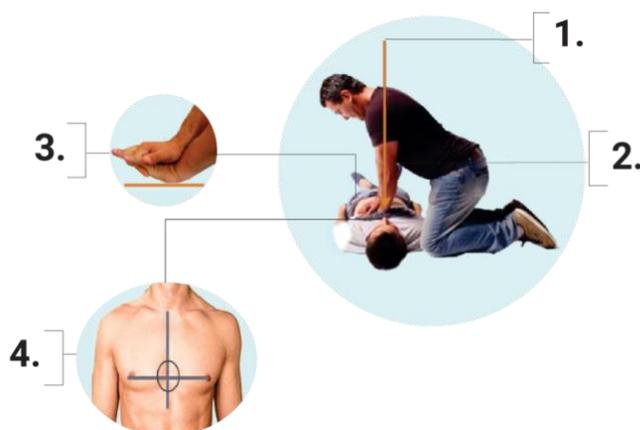


Figura 41 Posición correcta de manos y cuerpo para realizar un RCP

Fuente: Argentina.gob.ar, (2017)

- 3) Empezar a presionar el esternón a una frecuencia de 100 a 120 compresiones por minuto.
- 4) Con la frecuencia mencionada, realizar 30 compresiones ininterrumpidas seguidas de 2 insuflaciones (tapar la nariz del paciente y soplar dentro de su boca, observando la elevación de su pecho), y continuar realizando este procedimiento con una relación 30:2, hasta que la víctima empiece a respirar correctamente o hasta que llegue la ayuda calificada.

a. Componentes de la RCP de alta calidad

De acuerdo con American Heart Association (2015) no basta con realizar la maniobra RCP, existen factores que garantizan que la técnica sea de calidad y ayude eficientemente a la persona.

- La frecuencia de compresión mínima es de 100 latidos por minuto y el límite superior es 120 latidos por minuto, con la finalidad que la profundidad de las compresiones no disminuya al tratar de aumentar la cantidad de ellas.
- Los reanimadores deben realizar las compresiones torácicas con una profundidad de al menos 5 cm en un adulto de complejión normal, evitando una profundidad que supere los 6 cm.
- Evitar apoyarse sobre el tórax de la víctima entre las compresiones, con esto la descompresión torácica es completa y favorece el retorno venoso y el flujo sanguíneo cardiopulmonar.
- Las interrupciones entre las compresiones debe ser mínima, debido a que éstas disminuyen la efectividad de la técnica.

- Se pueden emplear dispositivos de retroalimentación para optimizar en tiempo real el rendimiento de la RCP.

2.5. Simuladores médicos utilizados en la reanimación cardiopulmonar

La simulación es el proceso de diseñar un modelo de un sistema real y llevar a término experiencias con el mismo, con la finalidad de comprender el comportamiento del sistema o evaluar nuevas estrategias dentro de los límites impuestos por un cierto criterio o un conjunto de ellos para el funcionamiento de los sistemas. (Galindo & Visbal, 2010)

Los simuladores de reanimación cardiopulmonar tienen como objetivo representar la anatomía humana y generar un escenario de práctica en el cual se adquieren habilidades necesarias para tratar a los pacientes cuando un problema se presente y sea necesaria aplicar la técnica que es indispensable para salvar vidas.

2.5.1. Tipos de simuladores de RCP

a. Simuladores de uso específico y de baja tecnología

Son modelos diseñados para replicar sólo una parte del organismo y del ambiente por lo que sólo permiten el desarrollo de habilidades psicomotoras básicas. Por ejemplo, un brazo para punción venosa o una cabeza para intubación traqueal. (Corvetto, Bravo, Montaña, Utili, & Escudero, 2013)

b. Pacientes simulados o estandarizados

Actores entrenados para actuar como pacientes. Se utilizan para entrenamiento y evaluación de habilidades en obtención de la historia clínica, realización del examen físico y comunicación.

c. Simuladores virtuales en pantalla

Son programas computacionales que permiten simular diversas situaciones, en áreas como la fisiología, farmacología o problemas clínicos, e interactuar con el o los estudiantes. Su principal objetivo es entrenar y evaluar conocimientos y la toma de decisiones.

d. Simuladores de tareas complejas

Mediante el uso de modelos y dispositivos electrónicos, computacionales y mecánicos, de alta fidelidad visual, auditiva y táctil se logra una representación tridimensional de un espacio anatómico. Usados para el entrenamiento de tareas complejas, permiten desarrollar habilidades manuales, adquirir conocimientos teóricos y mejorar la toma de decisiones.

e. Simuladores de paciente completo

Maniqués de tamaño real, manejados computacionalmente que simulan aspectos anatómicos y fisiológicos. Permiten desarrollar competencias en el manejo de situaciones clínicas complejas y para el trabajo en equipo. (Corvetto et al., 2013)

2.5.2. Funciones de un simulador de RCP

Un simulador de RCP posee funciones que varían de acuerdo a la fidelidad de este, existen estructuras mecánicas que se encargan de generar un impacto visual para que los practicantes imaginen como sería trabajar con los pacientes aplicando técnicas manuales básicas que se pulen con la ayuda de un guía que corrija errores de ejecución. (Laerdal, 2017)

Los simuladores RCP avanzados cuentan con sistemas automáticos para que los estudiantes mejoren en el transcurso de la práctica, ayudados de computadoras para saber qué es lo que están realizado mal y así realizar cambios y perfeccionar las técnicas de ejecución.

Independiente de la fidelidad de los simuladores de RCP, estos tienen funciones implícitas que deben ser transmitidas a sus practicantes como:

- Anatomía realista, permite aprender a tratar a una víctima.
- Resistencia para las compresiones del pecho como sucedería en un paciente.
- Inclinación de la cabeza y mentón.

En simuladores sofisticados se suman funciones que incrementan el realismo del maniquí, según Laerdal (2014) estos son:

- Expansión y contracción del pecho, simulando la respiración.
- Detección de pulsos.
- Monitoreo del ritmo cardiaco.
- Grabar las sesiones de práctica para su posterior retroalimentación.
- Emisión de sonidos que aumentan el realismo del simulador: ritmo cardiaco, respiración, jadeos, compresión, etc.

2.6. Estructura de un simulador de RCP

Un simulador RCP básico posee una estructura simple, consta de dos partes, el torso y la cabeza, en los cuales se colocan los accesorios necesarios para que el maniquí cumpla el objetivo de enseñanza de la técnica RCP. De acuerdo con PreventionWorld (2017) estas características son:

- La cabeza no es estática, esta debe poseer ciertos grados de libertad necesarias para manipular el simulador.
- En la cabeza se colocan partes que se conectan con el torso y elementos que hagan lo más real posible al simulador, como la estructura bucal, que es importante porque muchos simuladores permiten ejecutar la maniobra de respiración boca a boca.
- Junto con la cabeza, el pecho abarca el sistema respiratorio: laringe, tráquea, pulmones, etc.

Cuando los simuladores son más sofisticados se emplean estructuras en los cuales se añaden las cuatro extremidades, estas son necesarias para implementar más funcionalidades.

- Los brazos poseen elementos que generan y permiten sentir los pulsos braquial y radial, que trabajan en sincronía junto al ritmo cardiaco que el simulador emite.
- En las piernas se incluyen los pulsos femoral y poplíteo.

2.6.1. Estructura mecánica

a. Anatomía del ser humano

Un simulador esencial de RCP posee dos partes importantes, la boca y el sistema respiratorio (Figura 42), permite realizar una intubación. Dentro de la parte mecánica en el torso se encuentran mangueras que permiten la circulación de aire y se conectan con las bolsas que representan los pulmones. Entre los materiales que se emplean para cada una de las partes son: látex, plástico y silicona por la facilidad de manipulación. (Laerdal, 2017)



Figura 42 Maniquí con anatomía de la vía aérea

Fuente: Emergalia, (2017)

b. Sistema de compresión

Una de las partes mecánicas más importantes de un simulador RCP es el sistema de compresión localizado en el pecho (Figura 43), 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. (Laerdal, 2014)

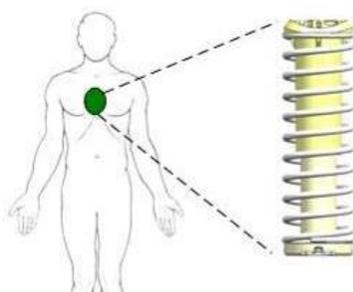


Figura 43 Sistema de compresión

Fuente: Laerdal, (2014)

c. Sistema pulmonar

La respiración es simulada gracias a un sistema formado por bolsas que actúan como pulmones (Figura 44), un compresor de aire y electroválvulas que accionadas permiten que las bolsas se inflen expandiendo el tórax, luego liberan el aire y se

contraen, de esta manera se representa el movimiento del pecho, este puede ser controlado para generar diferentes ritmos respiratorios dependiendo el simulador.

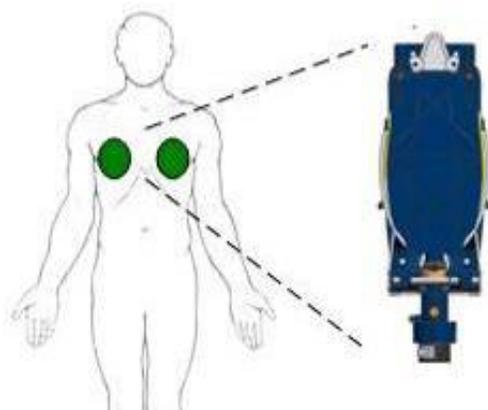


Figura 44 Módulo pulmonar

Fuente: Laerdal, (2014)

d. Sistema de pulsos

Detectar el pulso en una víctima es importante, si la persona lo posee se aplica únicamente ventilaciones, de no ser así es necesario aplicar RCP.

El sistema encargado de generar los pulsos debe estar situado en los puntos en los cuales se generan y son más relevantes a la hora de necesitarlos en caso de que una persona sufra un accidente (ver Figura 25)

e. Movimiento de cabeza y tracción mandibular

Un simulador RCP debe ser antropomórfico en apariencia y funcionalidad. La cabeza debe poder ser elevada y la mandíbula generar tracción (Figura 45), así las maniobras como la intubación endotraqueal serán más realistas.



Figura 45 Tracción mandibular

Fuente: EIFE, (2016)

2.6.2. Estructura electrónica

Dependiendo de las características del simulador y de las funciones que cumpla, se implementan sensores para cumplir con las tareas, estos trabajarán a la par con el software y el código programado para generar los escenarios que se deseen.

a. Sensor Sharp

Un Sharp es un sensor óptico que usa triangulación, de esta manera mide la distancia entre él y un objeto, empleando un emisor infrarrojo y un receptor. (Naylamp, 2016)

La triangulación que usa el sensor consiste en medir uno de los ángulos que forma el triángulo emisor-objeto-receptor (Figura 46). El receptor es un pequeño sensor lineal que recibe la luz reflejada en cualquier objeto en la trayectoria del rayo. (Llamas, 2016)

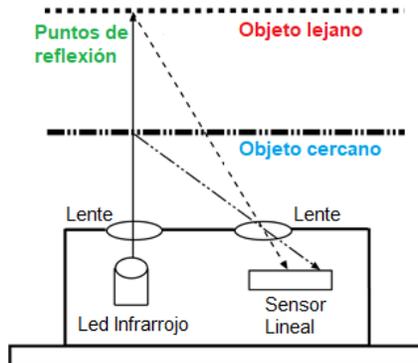


Figura 46 Triangulación del sensor Sharp

Fuente: Llamas, (2016)

El sensor Sharp es empleado para medir la distancia de compresión torácica. Esta función se emplea como indicativo para conocer si la maniobra RCP es realizada correctamente.

Este dispositivo tiene un rango de sensado ideal para actuar en la estructura diseñada previamente, cuya altura no supera los 20 cm, entonces para la distancia sensada este elemento es suficiente. Además, el sensor al ocupar una área pequeña dentro de la estructura, se monta y asegura con facilidad.

b. Motor vibrador plano

Sentir los pulsos en un simulador es una de las características esenciales, para generarlos se escogen motores planos vibradores (Figura 47), los cuales tienen un rango de frecuencia, así al momento de configurarlo estos se activarán y el practicante podrá conocer la ubicación de cada uno de los pulsos que el cuerpo humano genera.



Figura 47 Motor plano vibrador

Fuente: FICTICIUM, (2017)

Estos elementos se posicionan correctamente en cada uno de los puntos descritos previamente, al ser pequeños se colocan con facilidad y esto brinda la sensación de palpito.

c. Servomotor MG90S

Un servomotor controla la posición del eje en un momento dado. Está diseñado para moverse determinada cantidad de grados y luego mantenerse fijo en una posición. (García, 2016)

La facilidad que brindan la mayoría de los servomotores es su funcionamiento con la mayoría de las tarjetas electrónicas y microcontroladores. (Electroniclab, 2018)

Este dispositivo permite que la mandíbula tenga movilidad, genere tracción y emule la apertura y cierre de la boca, de esta manera la intubación endotraqueal será realista.

El servomotor al ser pequeño se coloca dentro del cráneo posterior y se sujeta en los agujeros en los cuales la mandíbula diseñada calza. Como la estructura es plástica, la fuerza generada por los servomotores es suficiente para el trabajo.

2.7. Software de control

2.7.1. Python

Python es un lenguaje de programación (Figura 48) que posee una licencia de código abierto, es administrado por Python Software Foundation. Además, es un lenguaje que soporta orientación a objetos, programación interpretativa y programación funcional. (Python, 2018)

```
# Python 3: Fibonacci series up to n
>>> def fib(n):
>>>     a, b = 0, 1
>>>     while a < n:
>>>         print(a, end=' ')
>>>         a, b = b, a+b
>>>     print()
>>> fib(1000)
0 1 1 2 3 5 8 13 21 34 55 89 144 233 377
```

Figura 48 Código en Python

Fuente: Python, (2018)

Python fue escogido para desarrollar el trabajo principalmente por la tarjeta con la cual se trabajó que es Raspberry Pi. Además, es un lenguaje que se está desarrollando mucho últimamente por ser software libre. Otra cualidad importante es que el lenguaje de programación es multiplataforma, también presenta facilidades en la escritura de código por ser ágil, sencillo y de rápido aprendizaje.

Una característica importante de la elección de Python fue la variedad de paquetes para representación de datos que posee, como *numpy* usada para graficar datos. (BBVA, 2016)

2.7.2. PyQt - Qt Designer

Python posee una librería por defecto para crear interfaces gráficas llamada *Tkinter*, pero está es muy simple y posee pocos elementos gráficos, además su diseño es antiguo y nada llamativo. Esta es una de las razones por la cual se eligió *PyQt*.

El instalador de *PyQt* viene con una herramienta de construcción de GUI llamada *Qt Designer*. Usando su interfaz simple de arrastrar y soltar, se puede construir rápidamente una interfaz GUI sin tener que escribir el código, pero *Qt Designer* no tiene la capacidad de depurar y compilar la aplicación, por esto se complementa con Python. (Kovacevic, 2015)

PyQt posee gran variedad de elementos gráficos, mecanismo de conexión de señales y eventos simple. Otro punto importante es poder separar el diseño de la interface, pero se usa un compilador *pyuic* para crear las clases en Python. (USLA, 2016)

2.7.3. Raspberry Pi 3 modelo B

Raspberry Pi es una placa computadora de bajo costo (Figura 49). Entre sus características importantes se encuentran: un puerto de salida HDMI, *minijack* de audio y un puerto USB 2.0, 40 puertos GPIO, salidas de voltajes, salidas PWM, etc. (Raspberry, 2017)

Un dato importante de la tarjeta es que dispone de conectividad *wireless*, permitiendo que la comunicación del proyecto sea inalámbrica.



Figura 49 Raspberry Pi Modelo B

Fuente: RASPBERRY PI FOUNDATION, (2017)

2.7.4. Arduino NANO

Arduino NANO es una placa de microcontrolador (Figura 50). Esta tarjeta dispone de pines de entrada análogos, de esta forma resulta sencilla la lectura de datos de sensores análogos sin ningún conversor ADC, de esta forma los datos son adquiridos y manipulados.



Figura 50 Arduino NANO

Fuente: (Arduino, 2017)

CAPÍTULO III

DISEÑO DEL SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR

3.1. Diseño estructural y mecánico del prototipo

3.1.1. Cuerpo del simulador

El cuerpo base en el cual se implementaron los sistemas que funcionan a la par en el simulador RCP es un maniquí plástico (Figura 51), para facilitar la manipulación y adaptación de las estructuras diseñadas, al igual que su modificación, con el objetivo de ofrecer movilidad de extremidades para que sea lo más antropomórfico posible.



Figura 51 Diseño del Maniquí plástico

3.1.2. Estructura de Resucitación Cardiopulmonar (RCP)

Este sistema es el principal dentro del prototipo (Figura 52), permite realizar la maniobra de compresión para que los estudiantes practiquen RCP; está formado de las siguientes partes:

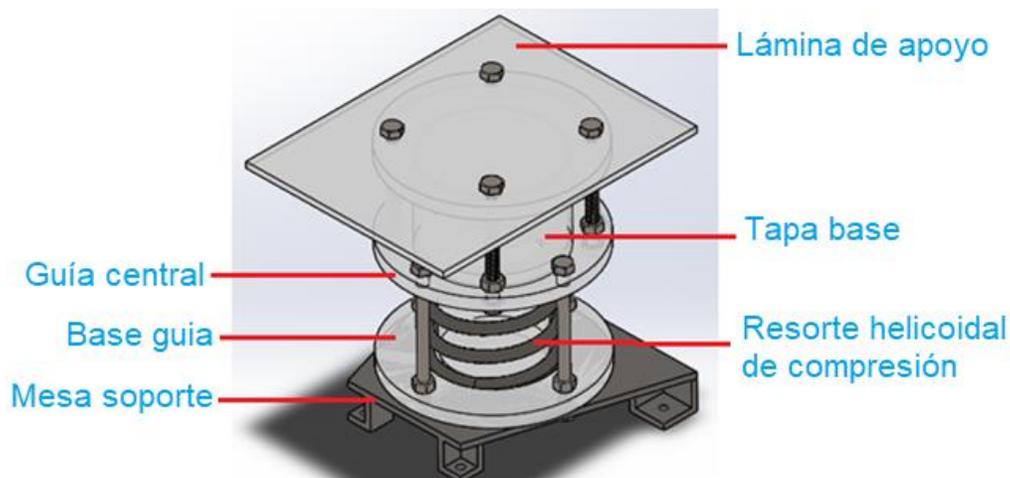


Figura 52 Diseño de la estructura RCP

a. Lámina de apoyo

El elemento superior de toda la estructura RCP es una lámina plana de nylon (Figura 53) que tiene las siguientes funciones:

- Lugar de apoyo en la cual se colocan las manos para efectuar RCP.
- Base de apoyo de las costillas y pulmones del simulador.

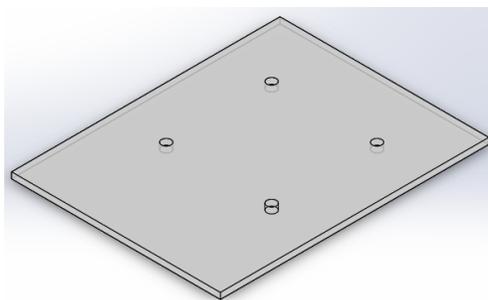


Figura 53 Lámina de apoyo

a. Tapa base

El resorte debe tener buen contacto en la parte inferior y superior, también es necesario una guía alrededor de la que este va a trabajar. Se selecciona nylon para estos elementos que son parte del diseño de la estructura de RCP

La tapa superior (Figura 54), se encarga de contener al resorte y brinda una base en la cual se coloca una lámina, esta es el límite de la estructura, allí se posicionan las manos adecuadamente para generar las compresiones torácicas, además, este elemento es la superficie de referencia donde el sensor de distancia seleccionado actúa para conocer la distancia de compresión y así conocer si la maniobra es correcta.

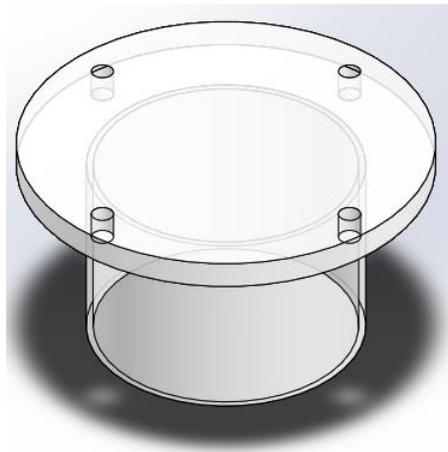


Figura 54 Tapa superior guía del resorte

b. Guía central

La guía central (Figura 55) se encarga de conducir el movimiento de compresión generado por el usuario; los pernos colocados aseguran que el movimiento ocurra en el eje Y.

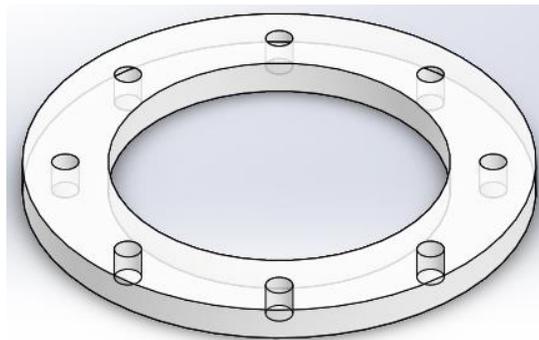


Figura 55 Guía central de compresión

c. Base guía

La base guía (Figura 56), unida a una pequeña mesa se encarga de proteger al sensor de cualquier contacto con el resorte, de tal manera que todo el sistema funcione correctamente.

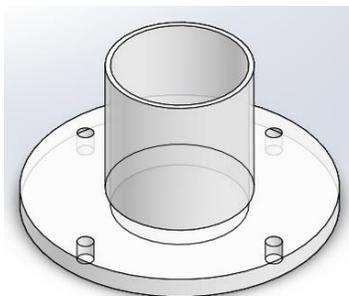


Figura 56 Base guía del resorte

d. Resorte helicoidal de compresión

El elemento principal dentro de este sistema es el resorte de compresión, el cual está ubicado en la caja torácica, de esta manera se efectúa la maniobra que consiste en ejercer fuerza para desplazar el pecho la distancia necesaria para que la maniobra sea correcta.

El diseño del resorte se realizó para que junto con la estructura se acoplen adecuadamente al cuerpo previamente adquirido. Se emplearon los valores y características que se aprecian en la Tabla 3.

Tabla 3

Valores y características de diseño del resorte

Parámetro	Datos
Diámetro exterior	92 [mm]
Longitud libre	150 [mm]

CONTINÚA 

Longitud solida	70 [mm]
Calibre del alambre	8 [mm]
Material	Alambre estirado sólido A227
Tipos de extremos	A escuadra y esmerilado

El material seleccionado para elaborar el resorte posee constantes que deben ser tomadas en cuenta para los cálculos. Estos valores se aprecian en la Tabla 4.

Tabla 4

Constantes del material A227

Constante	Valor
Ap (intersección de la línea recta)	1750 [MPa]
m (pendiente)	0.192
Módulo de Elasticidad (E)	193 [GPa]
Módulo de elasticidad por cortante (G)	80 [GPa]

Fuente: (Hamrock, Jacobson, & Schmid, 2000)

El resorte escogido para la elaboración fue a escuadra y esmerilado, debido a la facilidad de acople a superficies planas. De acuerdo al tipo de resorte, se trabajó con las siguientes ecuaciones:

Dónde:

$N_t =$ Número de espiras totales

$N_a =$ Número de espiras activas

$L_o =$ Longitud libre del resorte [mm]

$L_s =$ Longitud sólida del resorte [mm]

$p =$ Paso del resorte [mm]

$d = \text{Calibre del alambre [mm]}$

$$Na = Nt - 2 \quad \text{Ec. 1}$$

$$Lo = (p * Na) + 2 \quad \text{Ec. 2}$$

$$Ls = d * Nt \quad \text{Ec. 3}$$

$$p = \frac{Lo - 2d}{Na} \quad \text{Ec. 4}$$

Previo al cálculo de esfuerzos y factores de seguridad del resorte fue necesario obtener algunos datos que complementan los cálculos posteriores. Estos se realizaron con las ecuaciones de la 5 a la 8.

Dónde:

$D = \text{Diámetro medio del resorte [mm]}$

$Di = \text{Diámetro interno del resorte [mm]}$

$C = \text{Índice del resorte [mm]}$

$kd = \text{Factor por cortante transversal}$

$kw = \text{Factor de corrección de curvatura de Wahl}$

$\delta_s = \text{Deflexión hasta la longitud sólida [mm]}$

$$D = De - d \quad \text{Ec. 5}$$

$$D = (92 - 8) [mm]$$

$$D = 84 [mm] = 0.084[m]$$

$$Di = D - d \quad \text{Ec. 6}$$

$$Di = (84 - 8)[mm]$$

$$Di = 76 [mm] = 0.076[m]$$

$$C = \frac{D}{d} \quad \text{Ec. 7}$$

$$C = \frac{84 \text{ mm}}{8 \text{ mm}} = 10.5$$

$$Nt = \frac{Ls}{d} \quad \text{Ec. 8}$$

$$Nt = \frac{70 \text{ mm}}{8 \text{ mm}}$$

$$Nt = 8.75 \approx 9$$

Para obtener el número de espiras activas del resorte y el paso se emplean las Ec. 1 y 4.

$$Na = Nt - 2$$

$$Na = 9 - 2 = 7$$

$$p = \frac{Lo - 2d}{Na}$$

$$p = \frac{150 - (2 * 8)}{7}$$

$$p = 19.1429 \text{ [mm]}$$

Después se hallan los factores de corte transversal, el factor de Wahl y la deflexión hasta la longitud sólida con las Ec. 9, 10 y 11.

$$kd = \frac{C + 0.5}{C} \quad \text{Ec. 9}$$

$$kd = \frac{10.5 + 5}{10.5}$$

$$kd = 1.0476$$

$$kw = \frac{4C-1}{4C-4} + \frac{0.615}{C} \quad \text{Ec. 10}$$

$$kw = \frac{4C - 1}{4C - 4} + \frac{0.615}{C}$$

$$kw = \frac{(4 * 10.5) - 1}{(4 * 10.5) - 4} + \frac{0.615}{10.5}$$

$$kw = 1.1375$$

$$\delta_s = L_o - L_s \quad \text{Ec. 11}$$

$$\delta_s = (150 - 70)$$

$$\delta_s = 80 [mm]$$

A continuación se encontró la resistencia máxima a la tensión del resorte con los datos propios del material a utilizar.

$$S_{ut} = \frac{Ap}{d^m} \quad \text{Ec. 12}$$

$$S_{ut} = \frac{1750 [MPa]}{8^{(0.192)}}$$

$$S_{ut} = 1173.9369 [MPa]$$

Se calculó el esfuerzo cortante permisible para carga estática, que se emplea más adelante.

$$\tau_{perm} = S_{Sy} = 0.40 * S_{ut} \quad \text{Ec. 13}$$

$$\tau_{perm} = 0.40 * (1173.9369 Mpa)$$

$$\tau_{perm} = 469.5748 [MPa]$$

Fue necesario encontrar la fuerza requerida para comprimir el resorte hasta la longitud sólida, de esta forma se hallaron los factores de seguridad para una carga cíclica con la Ec. 14 y 15.

$$F_s = \frac{G * d * \delta_s}{8 * C^3 * Na} \quad \text{Ec. 14}$$

$$F_s = \frac{(80 * 10^9)[N m^{-2}] * (0.008)[m] * (0.08)[m]}{8 * (10.5)^3 * 7}$$

$$F_s = 789.7944 [N]$$

$$F_s = 80.5091 [kg]$$

$$\tau_{m\acute{a}x} = \frac{8 * C * kd * F_s}{\pi * d^2} \quad \text{Ec. 15}$$

$$\tau_{m\acute{a}x} = \frac{8 * 10.5 * 1.0476 * 784.7944 [N]}{\pi * (0.008)^2 [m^2]}$$

$$\tau_{m\acute{a}x} = 345.6678 [MPa]$$

Con lo hallado previamente, se encontró el factor de seguridad contra la fluencia estática con la Ec. 16

$$n_{s1} = \frac{\tau_{perm}}{\tau_{m\acute{a}x}} \quad \text{Ec. 16}$$

$$n_{s1} = \frac{469.5748 [MPa]}{345.6678 [MPa]}$$

$$n_{s1} = 1.358$$

Dónde:

S_{ut} = Resistencia máxima a la tensión [Pa]

A_p, m = constantes propias del material

τ_{perm} = Esfuerzo cortante permisible ara carga estática [Pa]

F_s = Fuerza requerida para comprimir el resorte hasta la longitud sólida [N]

G = Módula de elasticidad por cortante [Pa]

$\tau_{máx}$ = Esfuerzo máximo de diseño [Pa]

n_{s1} = Factor de seguridad contra la fluencia estática

El resorte debe funcionar adecuadamente y evitar el alabeo es importante, por lo general este fenómeno se corrige al colocar al resorte en un agujero o una varilla, pero en este caso fue posicionado en unas guías. Con estos valores se comprobó que el resorte no presenta problemas con respecto al alabeo:

$$\frac{\delta_s}{L_o} = \frac{80 \text{ mm}}{150 \text{ mm}} = 0.533 \quad \text{Ec. 17}$$

$$\frac{L_o}{D} = \frac{150 \text{ mm}}{84 \text{ mm}} = 1.78 \quad \text{Ec. 18}$$

Dónde:

$\frac{\delta_s}{L_o}$ = Razón de la deflexión a la longitud libre

$\frac{L_o}{D}$ = Razón de la longitud al diámetro medio de la espira

Basándose en la Figura 57, se comprobó que no existe alabeo, tomando en cuenta que el resorte es de extremos paralelos y con los valores calculados la relación se ubica en el lado izquierdo de la gráfica, lo cual ratifica que el resorte es estable.

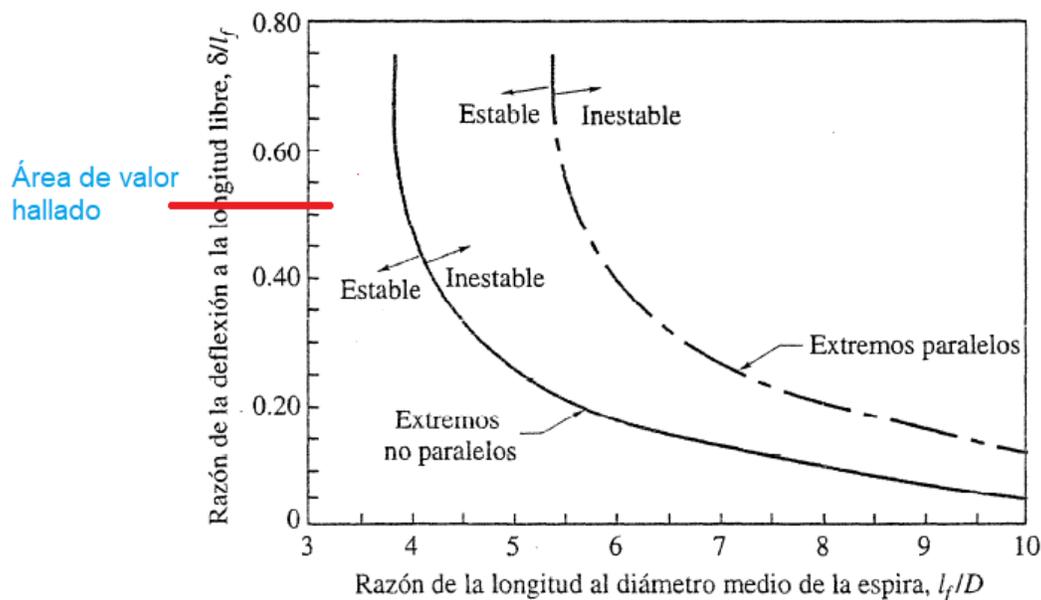


Figura 57 Condiciones críticas de alabeo para extremos paralelos y no paralelos de resortes de compresión.

Fuente: (Hamrock et al., 2000)

El resorte diseñado es sometido a cargas fluctuantes, por lo cual fue necesario cálculos de fatiga y concentración de esfuerzos. Previamente se encontró la fuerza con la que el resorte llegará hasta su longitud sólida (F_s), por condiciones de diseño las fuerzas máximas y mínimas asumidas son:

$$F_{m\acute{a}x} = 80 \text{ [kg]}$$

$$F_{m\acute{i}n} = 5 \text{ [kg]}$$

Primero se halló la fuerza alternante y media, así como los esfuerzos que actúan en el resorte con las Ec. 19 y 20.

Dónde:

$F_a = \text{Fuerza alternante [kg]}$

$F_m = \text{Fuerza media [kg]}$

$\tau_a = \text{Esfuerzo alternante [Pa]}$

$\tau_m = \text{Esfuerzo medio [Pa]}$

$n_{s2} = \text{Factor de seguridad para la fluencia por torsión}$

$$F_a = \frac{F_{\text{máx}} - F_{\text{mín}}}{2} \quad \text{Ec. 19}$$

$$F_a = \frac{(80 - 5) \text{ [kg]}}{2}$$

$$F_a = 37.5 \text{ [kg]}$$

$$F_m = \frac{F_{\text{máx}} + F_{\text{mín}}}{2} \quad \text{Ec. 20}$$

$$F_m = \frac{(80 + 5) \text{ [kg]}}{2}$$

$$F_m = 42.5 \text{ [kg]}$$

Las fuerzas previas halladas se usan para encontrar el esfuerzo alternante, medio con las Ec. 21 y 22.

$$\tau_a = \frac{8 * C * kW * F_a}{\pi * d^2} \quad \text{Ec. 21}$$

$$\tau_a = \frac{8 * 10.5 * 1.1375 * (37.5 \text{ kg}) * (9.81 \text{ m} * \text{s}^{-2})}{\pi * (0.008)^2 \text{ m}^2}$$

$$\tau_a = 174.824 \text{ [MPa]}$$

$$\tau_m = \frac{8 * C * kW * F_m}{\pi * d^2} \quad \text{Ec. 22}$$

$$\tau_m = \frac{8 * 10.5 * 1.1375 * (42.5 \text{ kg}) * (9.81 \text{ m} * \text{s}^{-2})}{\pi * (0.008)^2 \text{ m}^2}$$

$$\tau_m = 198.1339 \text{ [MPa]}$$

Con estos datos se encontró el factor de seguridad para la fluencia por torsión y se comprueba que el diseño no falla.

$$n_{s2} = \frac{S_{sy}}{\tau_a + \tau_m} \quad \text{Ec. 23}$$

$$n_{s2} = \frac{469.5748 \text{ [MPa]}}{(174.824 + 198.1339) \text{ [MPa]}}$$

$$n_{s2} = 1.259$$

Fue necesario considerar algunos puntos para los cálculos posteriores, una de ellas, el resorte sin grallanar, Hamrock et. al (2000) afirma: “El grallanado es el trabajo del material superficial para causar esfuerzos residuales de compresión que refuerzan la superficie” (p. 752). Además se escogió un factor de confiabilidad de 99.99%, con esto se encontró el límite a la fatiga modificado con la Ec 24 y luego el factor de seguridad contra la fatiga límite con la Ec 25

Dónde:

S_{se} = Límite a la fatiga modificado [Pa]

kr = Factor de confiabilidad, respecto al 99.99%

S'_{se} = Límite a la fatiga por torsión [Pa]

n_{s3} = Factor de seguridad contra la fatiga límite de durabilidad por torsión

$$S_{se} = kr * S'_{se} \quad \text{Ec. 24}$$

$$S_{se} = 0.70 * (310 \text{ MPa})$$

$$S_{se} = 217 \text{ [MPa]}$$

$$n_{s3} = \frac{S_{se}}{\tau_a} \quad \text{Ec. 25}$$

$$n_{s3} = \frac{217 \text{ [MPa]}}{174.824 \text{ [MPa]}}$$

$$n_{s3} = 1.241$$

El material empleado para el resorte fue A227, por esta razón se emplearon ecuaciones previamente definidas que ayudaron a encontrar valores necesarios para los siguientes cálculos, una de ellas fue el módulo de ruptura para aceros de resortes.

$$S_{su} = 0.60 * S_{ut} \quad \text{Ec. 26}$$

$$S_{su} = 0.60 * (1173.9369 \text{ MPa})$$

$$S_{su} = 704.3621 \text{ [MPa]}$$

Otro factor de seguridad importante es, contra la falla de la resistencia a la fatiga por torsión, para esto se emplearon las Ec 27, 28, 29 y 30 que complementaron este cálculo.

Dónde:

S_{su} = Módulo de rotura para acero de resortes [Pa]

b_s = Pendiente para calcular la resistencia a la fatiga

\bar{C} = Intersección para calcular la resistencia a la fatiga

S_{sf} = Resistencia a la fatiga [Pa]

n_f = Factor de seguridad contra la falla de la resistencia a la fatiga por torsión

N'_t = Número total de ciclos a la falla

$$b_s = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{0.72 * S_{su}}{S_{se}} \right) \quad \text{Ec. 27}$$

$$b_s = -\frac{1}{3} \log \left(\frac{0.72 * 704.3621 \text{ MPa}}{217 \text{ MPa}} \right)$$

$$b_s = -0.1229$$

$$\bar{c} = \log \left[\frac{(0.72 * S_{su})^2}{S_{se}} \right] \quad \text{Ec. 28}$$

$$\bar{c} = \log \left[\frac{(0.72 * 704.3621 * 10^6)^2}{217 * 10^6} \right]$$

$$\bar{c} = 9.0738$$

$$S_{sf} = 10^{\bar{c}} * (N'_t)^{b_s} \quad \text{Ec. 29}$$

$$S_{sf} = 10^{(9.0738)} * (10^6)^{-0.1229}$$

$$S_{sf} = 216.9701 \text{ [MPa]}$$

$$n_f = \frac{S_{sf}}{\tau_a} \quad \text{Ec. 30}$$

$$n_f = \frac{216.9701 \text{ [MPa]}}{174.824 \text{ [MPa]}}$$

$$n_f = 1.241$$

Todos los cálculos previos demuestran que el resorte no fallará con carga estática o carga cíclica, además por razones de seguridad los cálculos fueron realizados con una carga máxima de 80 [kg] para una vida infinita y la fuerzas aplicadas están entre los 45 y 55 [kg], con esto se garantiza la vida útil y un buen funcionamiento del resorte (Figura 58) para el propósito especificado.

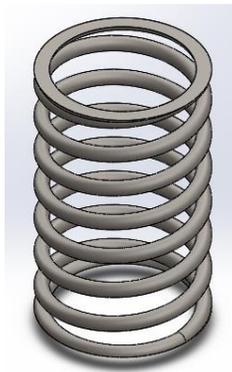


Figura 58 Resorte helicoidal de compresión para RCP.

e. Mesa soporte

El cuerpo adquirido no presenta una sección recta en la parte posterior y al ser la base del todo el sistema no sirve de superficie de apoyo con el suelo, por tal razón se diseñó una pequeña mesa, que será unida a la espalda del maniquí, de esta forma el resorte y guía inferior tienen una base sólida en la cual se colocaron los elementos necesarios para el RCP.

El material del cual se elaboró la mesa (Figura 59) es acero ASTM A36, porque es común y para el tipo de trabajo que efectúa la mesa es suficiente; esta posee 30 [mm] de alto y cada uno de los agujeros son realizados para que la mesa y todos los elementos tengan una buena sujeción.

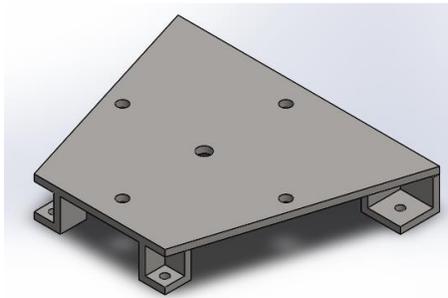


Figura 59 Mesa soporte del sistema RCP

El acero ASTM A36 tiene propiedades que pueden observarse en la tabla 5.

Tabla 5

Propiedades del acero ASTM A36

Parámetro	Valor
Módulo de elasticidad (E)	200 [GPa]
Límite elástico – Cedencia (σ_y)	250 [MPa]
Resistencia última (σ_u)	400 [MPa]

Fuente: (Celleri, 2014)

Una vez diseñada la mesa se generó un análisis estático para determinar si la mesa soporta las condiciones a la que será sometida. La carga máxima que recibe el resorte apoyado sobre la mesa es de 55 [kg], como medida de protección la carga máxima que se aplicó a la mesa en el análisis estático es de 80 [kg] tal como se lo hizo con el resorte. La carga aplicada a la mesa equivale a una fuerza de 785 [N].

Con ayuda del software primero se halla el esfuerzo que actúa sobre la estructura como se aprecia en la figura 60, el cual es:

$$\sigma = 36.77 [MPa]$$

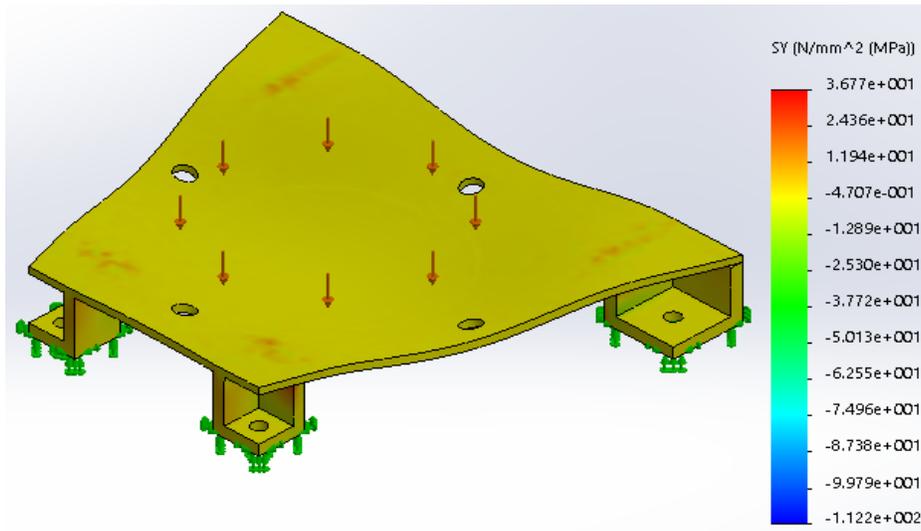


Figura 60 Esfuerzo que se ejerce sobre la mesa de RCP.

Ahora se halla la deformación que se genera en la mesa en el eje Y como se muestra en la figura 61, con la fuerza aplicada de 785 [N] que es:

$$\delta_y = 0.01264 \text{ [mm]}$$

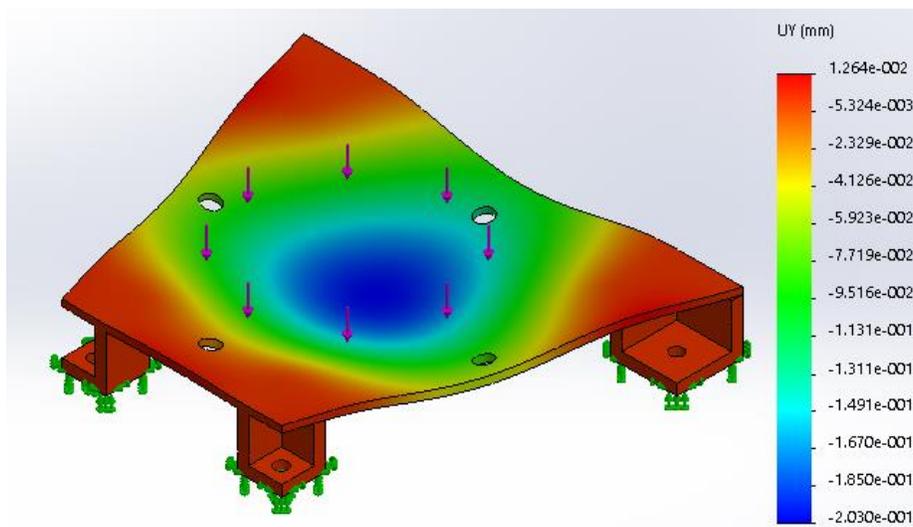


Figura 61 Máximo desplazamiento de la mesa en el eje Y.

Ahora se genera el factor de seguridad con el criterio de Von Mises, para esto se necesita el esfuerzo de Von Mises que es generado en la simulación y el valor de σ_y propio del material. Aplicando la Ec 31 se obtiene:

$$\frac{\sigma_{Von\ Mises}}{\sigma_y} < 1 \quad \text{Ec. 31}$$

$$\frac{109.7 \text{ [MPa]}}{250 \text{ [MPa]}} < 1$$

$$0.43 < 1$$

Dónde:

$\sigma_{Von\ Mises} = \text{Esfuerzo de Von Mises [MPa]}$

$\sigma_y = \text{Límite elástico – es fuerza del material [MPa]}$

Como se aprecia en el estudio realizado, si se aplica una fuerza de 785 [N] el desplazamiento en el eje Y de la mesa es de 0.01264 [mm], por tal razón se concluyó que la mesa soporta la fuerza ejercida y no cederá durante las compresiones torácicas realizadas de manera constante en la estructura.

Previo a realizar un estudio de fatiga se debe considerar el Diagrama S-N para el acero ASTM A36, este diagrama indica los ciclos que soporta el material de acuerdo al esfuerzo aplicado. Con el valor de esfuerzo halla previamente de 36.77 [MPa] nos dirigimos a la figura 62 y se comprueba que el esfuerzo aplicado no es suficiente para comprometer a la mesa.

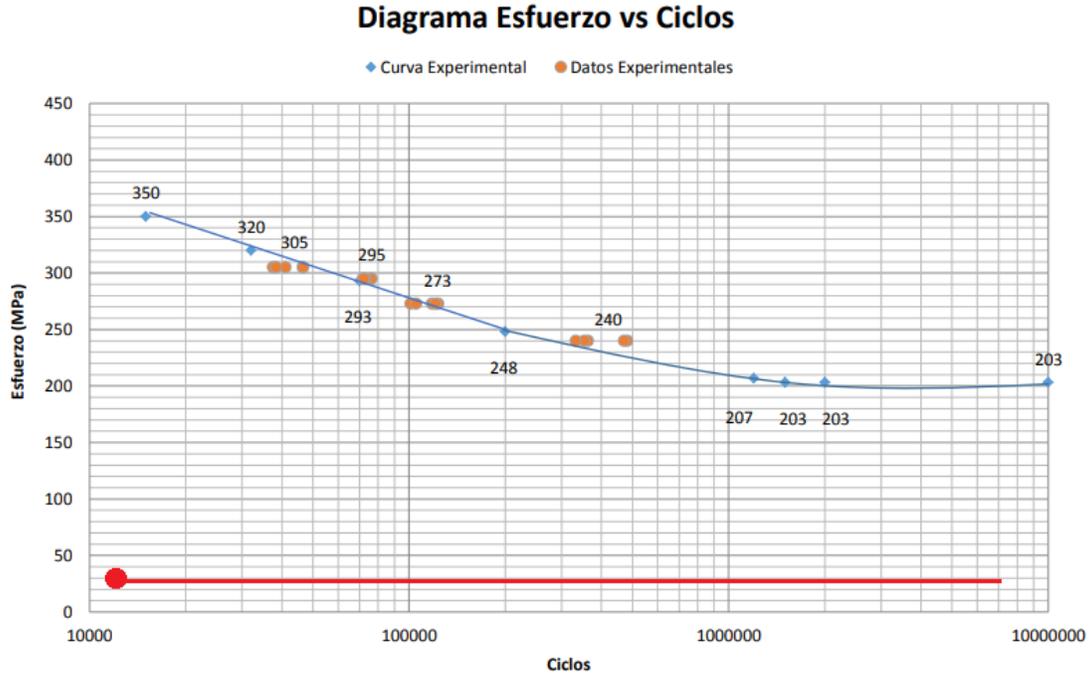


Figura 62 Diagrama S-N para el acero ASTM A36.

Fuente: (Celleri, 2014)

f. Sensor de distancia

El sensor de distancia SHARP es colocado sobre la mesa soporte de todo el sistema (Figura 63), de esta manera el punto de detección para el dispositivo será la lámina de apoyo que está colocada a una altura de 15 [cm], así el software indica si las compresiones tienen la profundidad adecuada para una buena maniobra RCP.

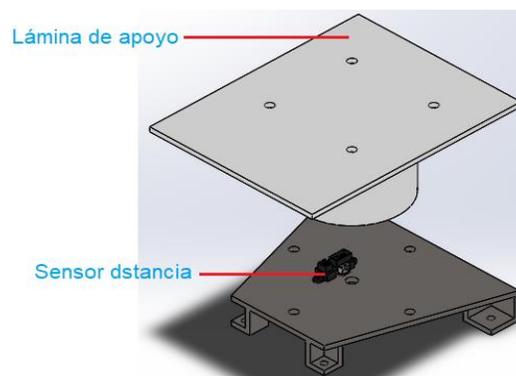


Figura 63 Posicionamiento del sensor de distancia

La estructura RCP está diseñada para que encaje en el torso adquirido como se muestra en la figura 64.

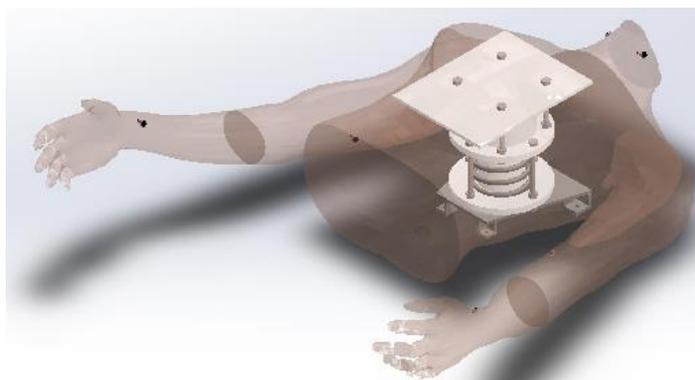


Figura 64 Ensamble de la estructura RCP y el cuerpo base del simulador.

3.1.3. Estructura de la cabeza

El cráneo es importante en la estructura, gracias a la librería “GrabCAD” se descargó un cráneo (Figura 65), con este se realizaron operaciones de adaptación, así se acopló al maniquí en el que se trabaja, otorgando el espacio necesario para colocar sensores y realizar la intubación endotraqueal.



Figura 65 Cráneo del simulador RCP

Fuente: (GrabCAD, 2015)

Con el cráneo listo se aplicó una escala de 1,15 para que la medida del contorno corresponda a la de un adulto, la cual está entre 56 y 58 [cm]. En este caso gracias a la

escala aplicada el contorno del cráneo con el que se va a trabajar es de 56 [cm] (Mas, 2013)

Por facilidad se dividió al cráneo en dos partes con un corte longitudinal, así el ensamble y adaptación de accesorios finales resultó cómoda.

a. Cráneo

Una vez dividido, se trabajó en la parte superior del cráneo, realizando cortes para que sea fácil de ensamblar y construir. Es importante mencionar que este elemento no estará sometido a fuerzas, presiones o perturbaciones que puedan comprometer la estructura, sin embargo se fabricó cada una de las partes del cráneo en PLA con una densidad del 90%, así se garantiza su vida útil.

b. Cráneo posterior

Este elemento es importante en la estructura y debe poseer cierta movilidad, así la cabeza será sujeta por el practicante con las dos manos en la parte lateral y esta pueda rotar, para posicionar correctamente al simulador la maniobra de intubación endotraqueal (Figura 66).

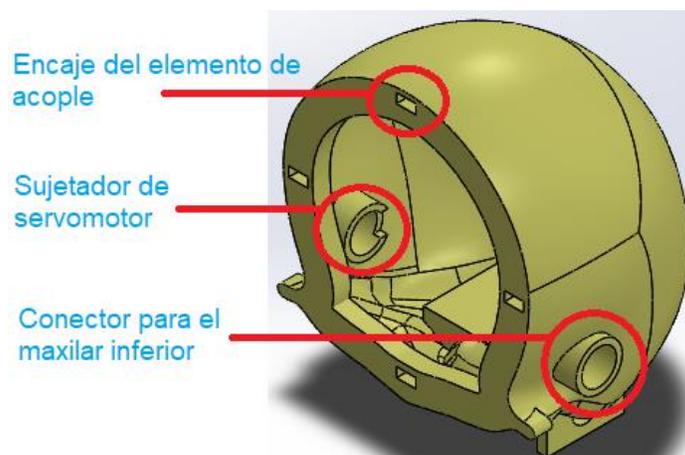


Figura 66 Cráneo posterior y agujeros de rotación de la mandíbula

La parte posterior del cráneo sirve de eje de rotación para la mandíbula (Figura 66), la cual debe abrirse y cerrarse; también alberga los servomotores que efectúan esta tarea.

El cráneo debe rotar, para esto se incluyó una pieza de sujeción conectada en la base de esta estructura, la cual sirve de guía de rotación (Figura 67).



Figura 67 Pieza base de rotación de cráneo

c. Cráneo Frontal

Este elemento complementa la estructura del cráneo, se implementó el maxilar superior para otorgar realismo a la estructura final. Gracias a la librería (NBDC, 2011), se adquirieron los dientes que se unen al elemento principal que es el cráneo (ver Figura 68)

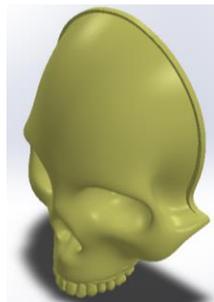


Figura 68 Cráneo frontal y dientes

Para que este elemento pueda ser fijado a la parte posterior se diseñó un acople medio (Figura 69), con elementos de encaje que unen ambos elementos y así posean una sujeción fuerte.

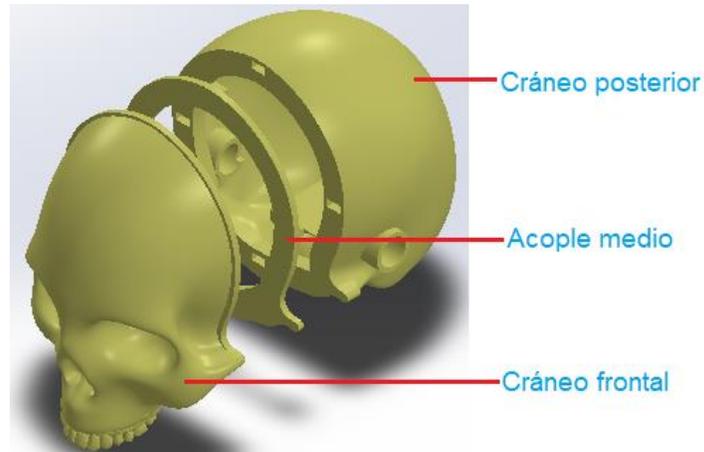


Figura 69 Acople para ambos elementos del cráneo

d. Maxilar inferior

Esta sección completa el cráneo, al igual que con el maxilar, se le añadieron los dientes para ofrecer realismo al modelo, también se implementa conectores en los extremos para que se unan al cráneo posterior y la mandíbula pueda desplazarse.

En el diseño del cráneo también se añade la lengua y un apoyo, a diferencia del resto de elementos la lengua es de silicona y el apoyo impreso en *ninjaflex* para que sean flexibles (Figura 70).

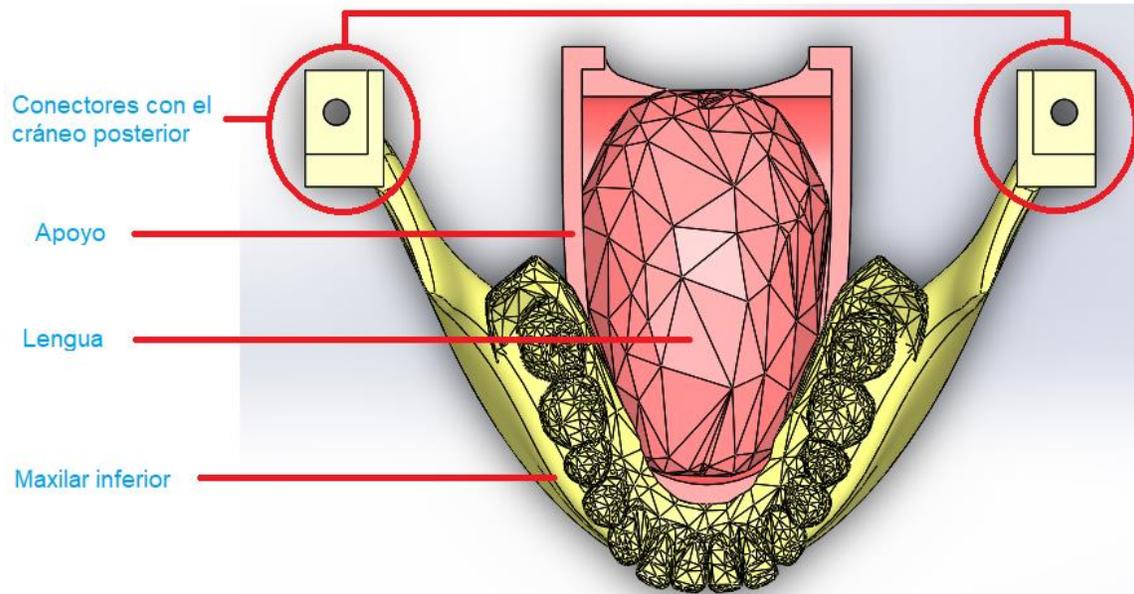
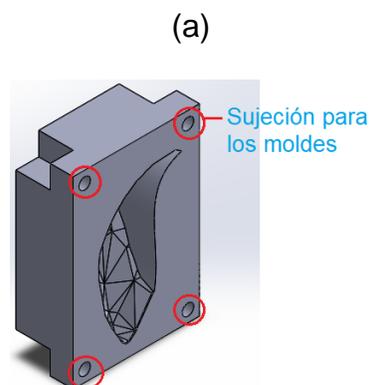


Figura 70 Maxilar inferior

Los elementos que conectan la mandíbula y el cráneo se ubican en cada uno de los extremos (Figura 70), permitiendo implementar sujetadores y así armar toda la estructura principal del cráneo.

La lengua al ser de silicona requiere moldes para ellos se diseñan estos en PLA como se observan en la figura 71.



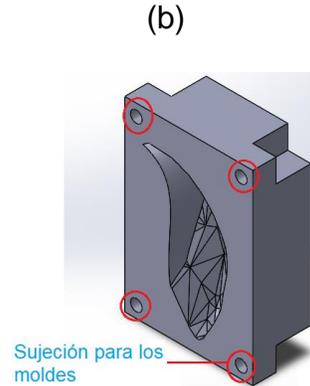


Figura 71 (a) Molde A de la lengua. (b) Molde B de la lengua.

e. Ejes de rotación de la mandíbula

Estos elementos aseguran la unión con los conectores de la mandíbula y el cráneo posterior, permitiendo la apertura y cierre de la mandíbula. (Figura 72).

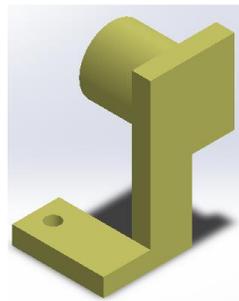


Figura 72 Eje de rotación derecha de la mandíbula

f. Movimiento de la mandíbula y emisión de sonidos

La mandíbula se abre y cierra gracias al torque generado por los servomotores apoyados en los agujeros del cráneo posterior, estos giran y transmiten el movimiento a los ejes de rotación que conectan el cráneo posterior con la mandíbula.

La sonidos emitidos por el simulador son generados por un parlante posicionado en el cráneo posterior como se observa en la figura 73.

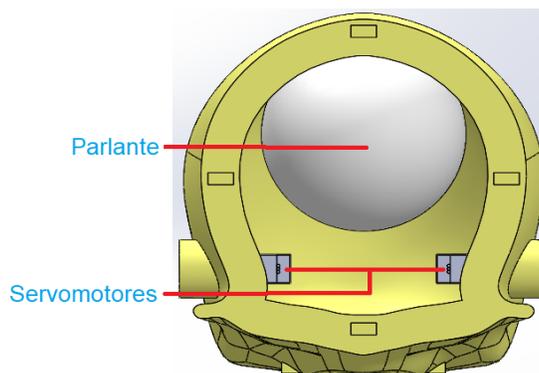


Figura 73 Posicionamiento del parlante y servomotores.

El ensamble del cráneo (Figura 74) comprobó que el modelo diseñado tiene la movilidad requerida para efectuar la práctica de intubación endotraqueal.

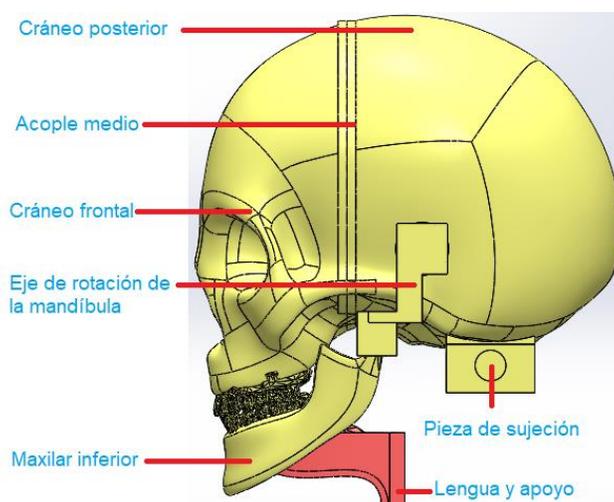


Figura 74 Ensamble del cráneo

3.1.4. Conexión con el cuello

El cráneo diseñado debe ser acoplado al cuerpo, para esto se creó una estructura que lo soporte (Figura 75), además permite el movimiento de la cabeza para la intubación endotraqueal. Las piezas de esta estructura al igual que las del cráneo serán elaboradas de PLA.

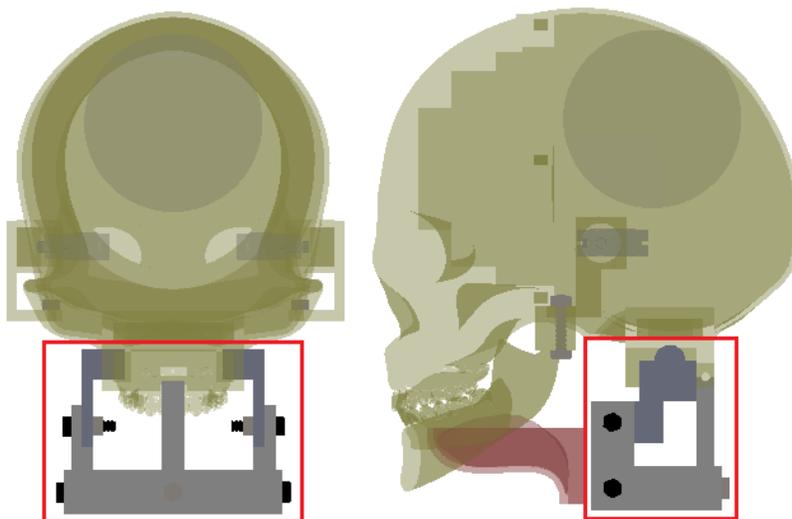


Figura 75 Estructura que conecta el cuello con el cráneo

a. Sujetador base

El elemento principal de esta estructura es el sujetador base (Figura 76), este será acoplado al cuello del cuerpo y brindará conexión a cada uno de los soportes que lo conectarán con el cráneo, este ha sido diseñado en base a las medidas del maniquí que se tiene, dándole la forma y medidas adecuadas.

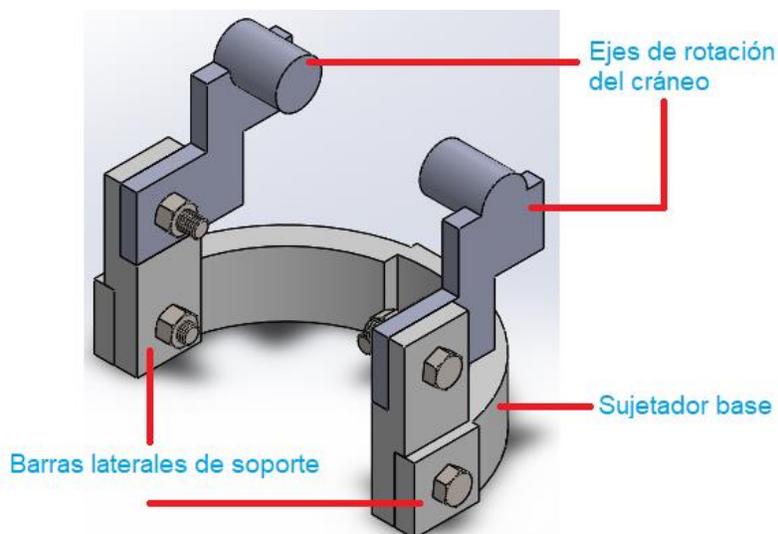


Figura 76 Estructura del cuello

b. Barras laterales de soporte

Estos elementos se unen al soporte, conectan el cráneo y maniquí, son de suma importancia y deben ser lo suficientemente rígidos para evitar cualquier inconveniente durante su manipulación durante las prácticas (Figura 76).

c. Ejes de rotación del cráneo

Estos elementos se unen a las barras laterales, su parte circular se conecta con la pieza base de rotación de cráneo y de esa forma la cabeza rota (Figura 76), así la estructura se desplaza tal como la hace una persona al momento de efectuar la maniobra.

3.1.5. Vía Respiratoria

Esta estructura es importante para la práctica de la intubación endotraqueal, la tráquea y esófago son importantes al momento de efectuar la maniobra porque deben identificarse, de esta manera el practicante sabrá por donde ingresar el tubo endotraqueal.

a. Conducto de fijación

Esta pieza (Figura 77) es la base de la estructura respiratoria, internamente permite sujetar el resto de elementos que forman parte del diseño de la vía respiratoria, y con sus dimensiones externas encaja en el cuello del torso que es la base de todo el simulador de RCP. Este elemento por facilidad de elaboración es de silicona.

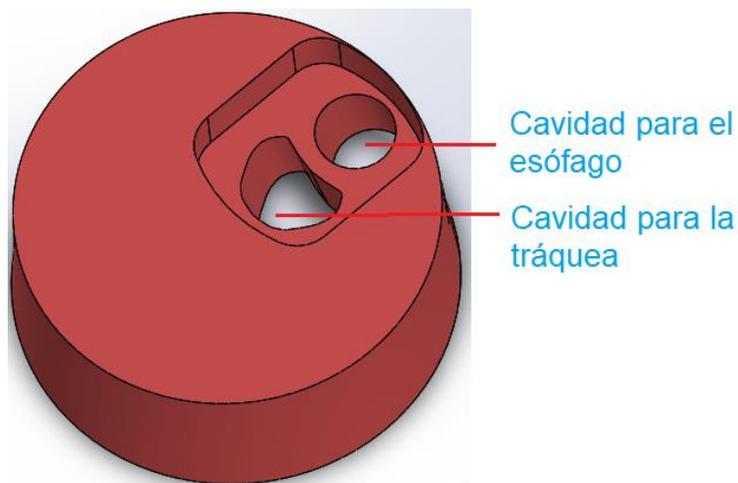


Figura 77 Conducto de fijación

b. Pieza de sujeción

La tráquea, esófago y cuerdas vocales se conectan a la vía respiratoria por medio de la pieza de sujeción, este elemento está adaptado para que el sistema respiratorio sea modular y pueda armarse con facilidad.

Una función importante de esta pieza (Figura 78) es albergar los sensores tanto del inicio de la tráquea y del esófago, para conocer si la intubación endotraqueal es realizada correctamente.

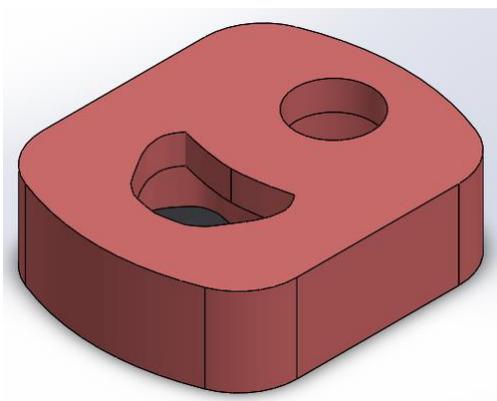


Figura 78 Pieza de sujeción

c. Cuerdas Vocales

El practicante debe visualizar las cuerdas vocales (Figura 79) que sirven como guía para el ingreso del tubo. Esta estructura encaja en la parte superior de la tráquea y se fija en la pieza de sujeción.

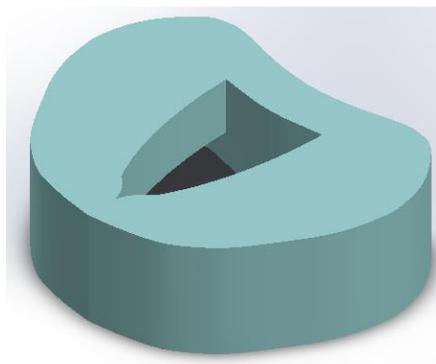
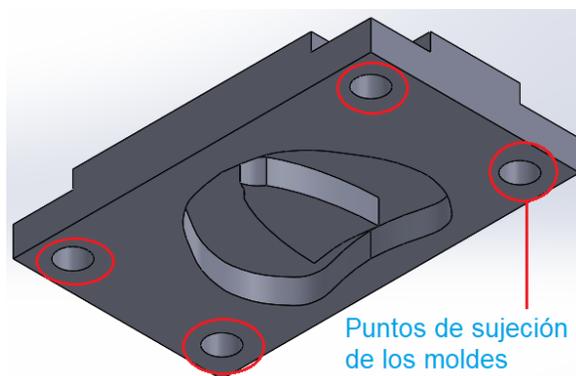


Figura 79 Cuerdas vocales de silicona

Se elaboraron moldes para trabajar con silicona y formar las cuerdas vocales porque el tubo endotraqueal debe atravesarlas, si las cuerdas vocales fueran de un material no flexible el tubo no pasaría. Los moldes se elaboraron en PLA (Figura 80) y se unen mediante tornillos en los extremos, de esta manera presionan la silicona y forman las cuerdas vocales.

(a)



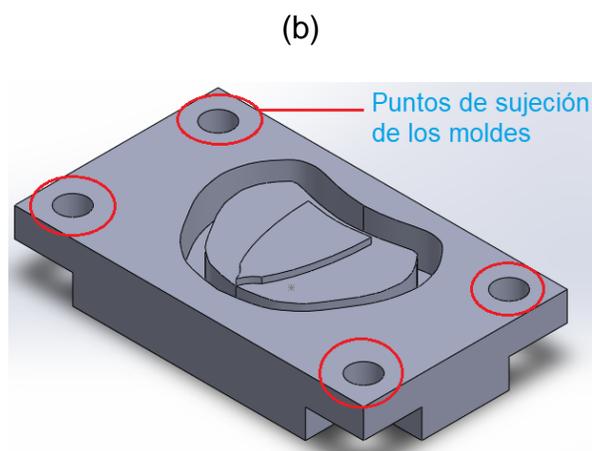


Figura 80 (a) Molde superior de las cuerdas vocales. (b) Molde inferior de las cuerdas vocales

d. Tráquea

Esta estructura es hueca para que el tubo endotraqueal pueda ingresar, además los extremos de los bronquios deben permitir el paso de aire y conectarse a los pulmones.

En la parte superior de la estructura se posicionan los sensores que permiten conocer si el practicante ha ingresado el tubo adecuadamente (Figura 81).



Figura 81 Tráquea

e. Esófago

Este elemento al igual que la tráquea debe ser hueco y poseer sensores que muestren si el tubo ha ingresado por aquí, de ser así el software lo indicará (Figura 82).



Figura 82 Esófago

f. Sensado de intubación endotraqueal

Sobre la pieza de sujeción se colocan sensores de contacto para detectar si la intubación es correcta o no, como se observa en la Figura 83.

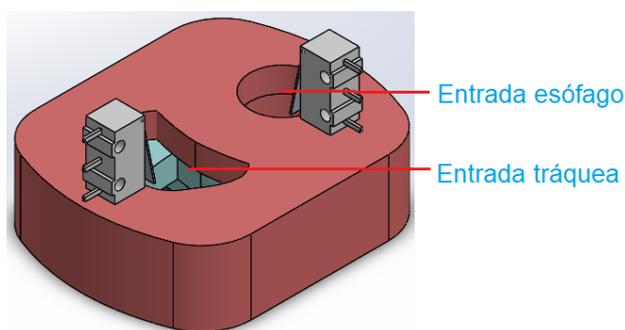


Figura 83 Colocación de fines de carrera

Se colocan dos sensores de contacto, uno en la entrada del esófago y otro en la entrada de la tráquea. Si el tubo endotraqueal ingresa por el esófago es incorrecto, el software lo detecta y lo muestra en la pantalla, si la intubación es correcta el software también lo muestra en la pantalla.

3.1.6. Pulsos vitales del simulador

Los lugares seleccionados para colocar los pulsos en la estructura del simulador se pueden observar en la figura 84 y son:

- Cuello, lugar en el cual se encuentra el pulso carotídeo.
- Brazo, ubicación del pulso braquial.
- Muñeca, pulso radial.

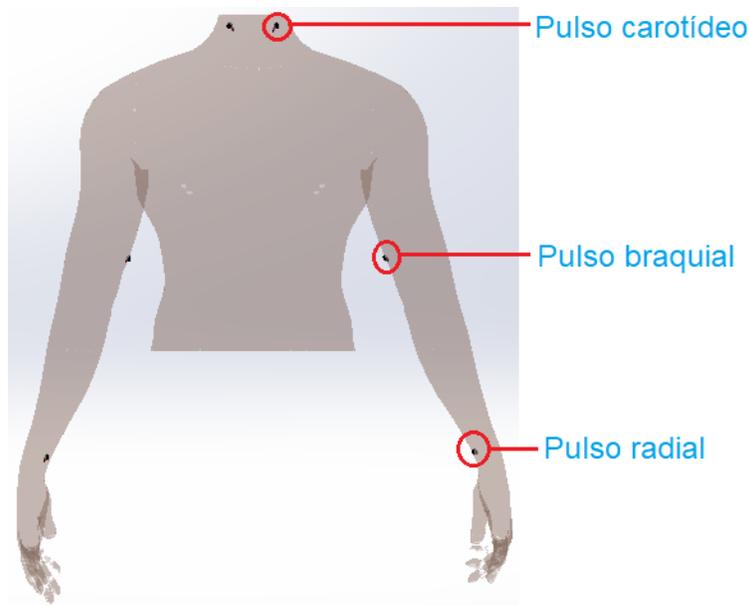


Figura 84 Ubicación de los pulsos en el simulador

En cada uno de los lugares antes mencionados se posicionaron los motores vibradores planos que mediante el software se controla el momento en el cual deben generar el pulso.

Los motores vibradores planos fueron seleccionados debido a su pequeño tamaño, esta característica es favorable para generar un pequeño movimiento en el punto en el cual sean colocados, de esta manera simulan los pulsos vitales de una persona.

El método empleado para generar los pulsos localizados consiste en activar los motores vibradores planos en el momento en el que el ECG llega al pico de la onda R como se muestra en la figura 85. Esto es controlado por software y funciona para cualquier patología que puede ser programa en la interfaz de escenarios clínicos y RCP.

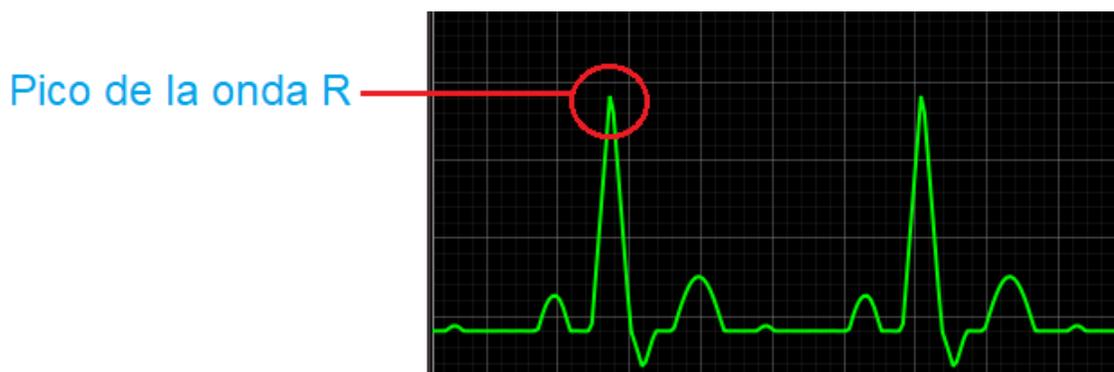


Figura 85 Momento en el que se generan los pulsos del simulador

De esta manera los pulsos serán coordinados en las patologías y se generan correctamente en todos los rangos de frecuencia cardiaca que pueden ser programados en el simulador.

Las caracterizas técnicas de los motores vibradores planos y cualquier sensor empleado en el simulador se aprecian en la sección 3.2.2.

3.1.7. Sistema pulmonar del simulador

El elemento que permite ver la insuflación del pecho en el simulador es una bolsa plástica de 500 [ml] colocada sobre la lámina de apoyo de la estructura RCP.

Este elemento posee dos orificios, uno por el cual ingresa el aire y otro por el que es evacuado, cada uno de ellos está conectado a una electroválvula que se activa de

acuerdo a la programación, de esta manera el pecho se eleva y contrae, lo cual permite la simulación de la respiración.

Previo a efectuar el RCP es necesario identificar el esternón, para esto se elaboran unas costillas de silicona y se colocan sobre este sistema como se observa en la figura 86.

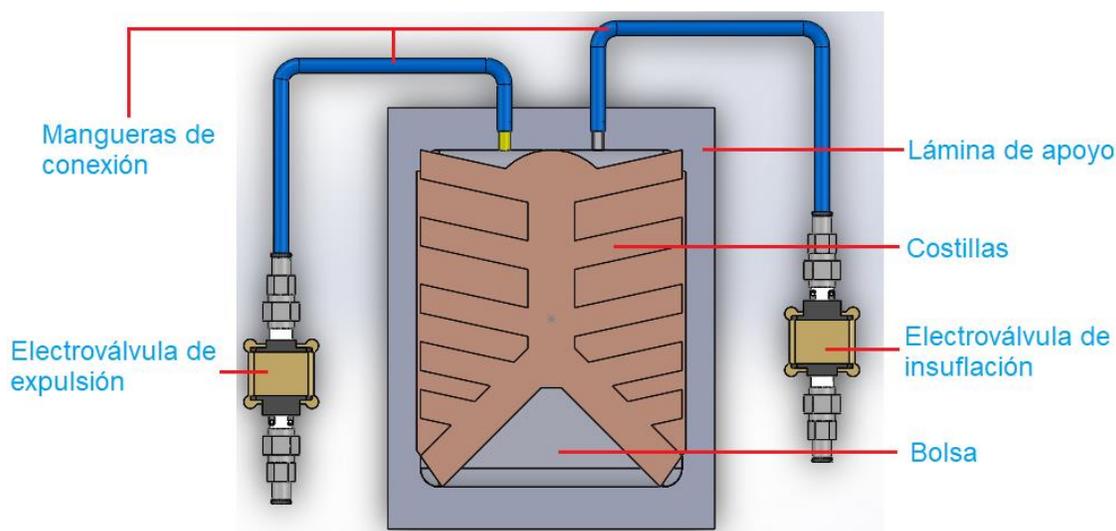


Figura 86 Sistema pulmonar del sistema

a. Relé del sistema pulmonar

El sistema pulmonar funciona gracias a un módulo relé de dos canales debido a que se emplean dos electroválvulas.

Emplear este módulo facilita y minimiza el circuito debido a que posee dos relés que funcionan de manera independiente con lo que se consigue activar cada una de las electroválvulas de manera sincronizada. El módulo también tiene características que le hacen favorable para trabajar con las tarjetas Arduino y Raspberry las cuales se pueden apreciar en la tabla 6.

Tabla 6

Especificaciones técnicas del módulo relé de dos canales

Parámetros	Datos
Voltaje de operación	5 [VDC]
Corriente de activación	15 a 20 [mA]
Voltaje máximo de carga en los relés	30 [VDC] x 10 [A]
Característica	2 canales independientes
Salidas	NC y NA
Modo de funcionamiento	Enclave

Fuente: (ELECTRONICLAB, 2018)

b. Sistema neumático de respiración

El sistema neumático que permite la simulación de la respiración se aprecia en la figura 87, es un circuito que consta de dos electroválvulas, las cuales se activan y desactivan alternadamente debido a un relé.

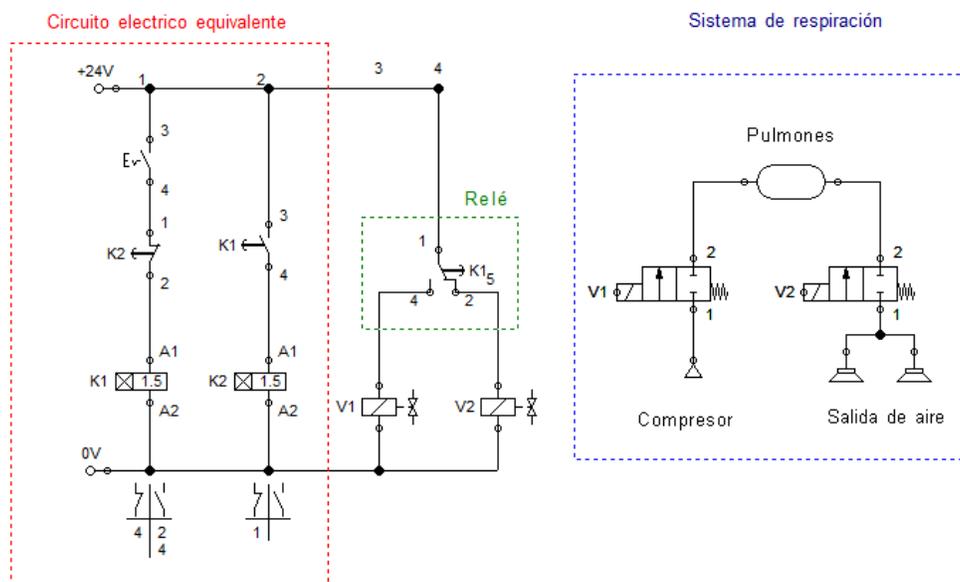


Figura 87 Circuito neumático para la función de respiración

La electroválvula de escape de aire está conectada al contacto normalmente cerrado, mientras que la electroválvula que permite el paso de aire desde el compresor a los pulmones está conectada al contacto normalmente abierto. La señal para que el contacto del relé cambie de estado es dada por la tarjeta de control, sin embargo, como se observa en la figura 88, para facilidad de ejecución se ha diseñado un circuito eléctrico equivalente.

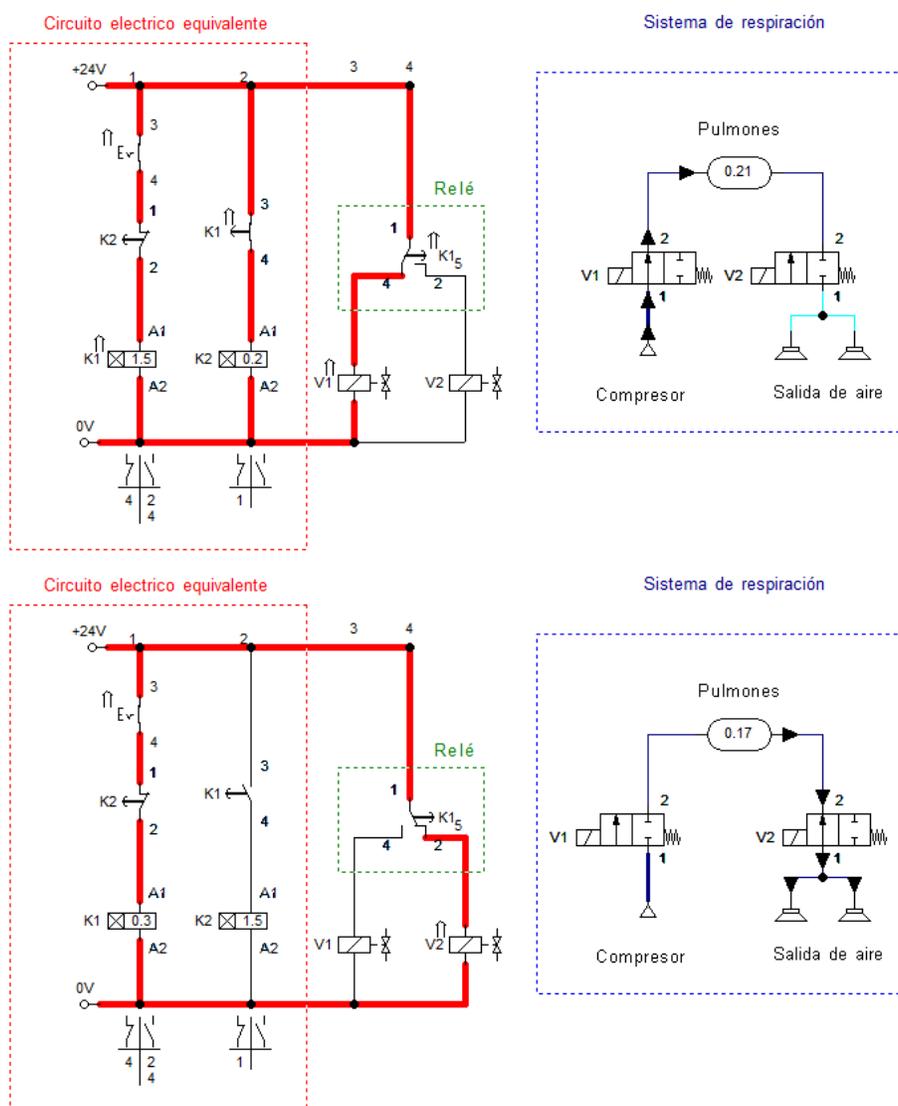


Figura 88 Simulación del funcionamiento del circuito neumático

Todo este sistema funciona con un compresor de aire con características que se pueden apreciar en la tabla 7. Para activar el sistema pulmonar del simulador RCP se requiere una presión de 20 a 30 [MPa].

Tabla 7

Especificaciones técnicas del compresor de aire.

Parámetros	Datos
Modelo	BD – 101A
Voltaje	110 – 240 [V]
Corriente	2.4 [A]
Frecuencia	50 – 60 [Hz]
Alimentación	3 – 4 HP ; 550 [W]
Flujo de aire	130 [L/min]
Ruido	52 [dB]
Depósito	30 [L]
Dimensiones	440 x 450 x 620 [mm]

Fuente: (MedicalExpo, 2018)

3.2. Diseño del circuito de control de los componentes internos

3.2.1. Placas de adquisición de datos

El circuito interno consta de dos placas de adquisición de datos: Raspberry Pi 3 modelo B y Arduino Nano. Estas se utilizan para leer tanto los sensores analógicos como los digitales, y se conectan entre ellas mediante un puerto USB.

3.2.2. Sensores

Los componentes que se utilizaron para las funcionalidades del simulador fueron: sensor de proximidad, sensores de contacto, servomotor, electroválvula y motores vibradores. Cada uno de estos se emplearon para un fin específico los cuales son:

- Sensor de proximidad – compresiones torácicas.
- Fin de carrera – intubación endotraqueal.
- Servomotor – apertura y cierre de mandíbula.
- Electroválvula – insuflación de pulmones.
- Motores vibradores planos – pulso carotídeo, braquial y radial.

En la tabla 8 se especifican las características técnicas de cada uno de los sensores empleados:

Tabla 8

Especificaciones técnicas de los sensores y actuadores

Sensor	Sensor de contacto	SHARP GP2Y0A41SK0F	Microservo MG90S	Electroválvula NC	Motor plano vibrador
Característica	Acción de conmutación	Salida analógica	Salida digital	Salida analógica	Salida analógica
Voltaje	Hasta 125 [VAC]	4.5 a 5.5 [VDC]	4.8 a 6 [VDC]	12 [VDC]	2.5 a 3.6 [VDC]
Corriente	1 [A]	12 a 22 [mA]	70 [mA]	320 [mA] hasta 1 [A]	(70 ± 20%) [mA]
Rango de medición	Actuador de palanca	4 a 30 [cm]	Rotación 180°	Presión: 0.02 a 0.8 [MPa]	12000 ± 2500 [rpm]
Dimensiones [mm]	20 (largo) 10 (alto) 6.4 (ancho)	29.5 (largo) 13.5 (alto) 13.0 (ancho)	32.5 (largo) 35.5 (alto) 12 (ancho)	76 (largo) 57 (alto) 50 (ancho)	10 (diámetro) 33 (alto) 2.7 (ancho)
Temperatura	-25 ~ 85 °C	-10 ~ 60 °C	-30 ~ 60 °C	1 ~ 70 °C	-20 ~ 70 °C
Cantidad	2	1	2	2	6

3.2.3. Tarjeta de acople

Debido a la gran cantidad de conexiones que se generan con las tarjetas Raspberry y Arduino es necesario elaborar una placa que será empleada como puente de conexión entre los sensores, elementos y las tarjetas de adquisición de datos.

El diseño del circuito de control se basó en la necesidad de alimentar sensores que funcionan a diferentes valores de voltaje, los cuales son 3 y 5 [V]. La tarjeta Raspberry proporciona estas fuentes de voltaje, por tal razón el diseño conecta todas las entradas de sensores a emplear con su respectivo voltaje y simplifica las conexiones como se aprecia en la figura 89.

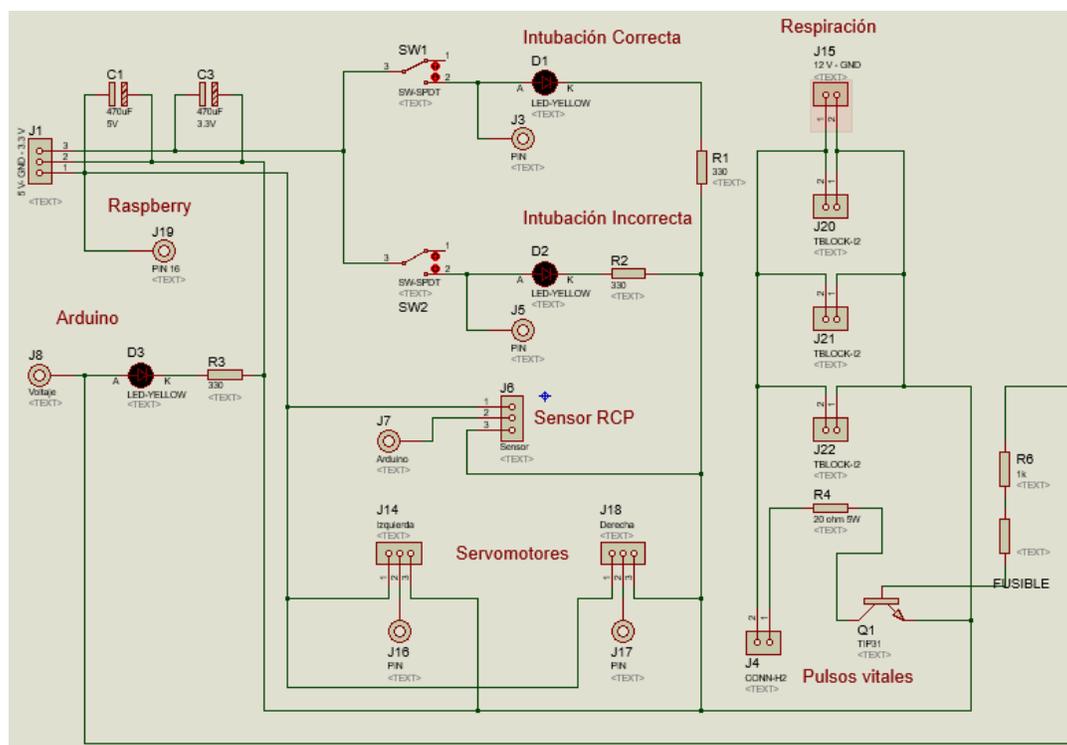


Figura 89 Conexiones del circuito de control del simulador RCP

En el circuito de control también son necesarios 12 [V] para activar las electroválvulas. La tarjeta Raspberry no la proporciona, por tal motivo se emplea una fuente externa cuyas características se pueden apreciar en la tabla 9.

Tabla 9

Especificaciones técnicas de la fuente externa

Parámetros	Datos
Característica	Adaptador AC/DC
Voltaje de entrada	100 - 240 [VAC]
Frecuencia	50 - 60 [Hz]
Voltaje de salida	12 [VDC]
Corriente de salida	1.25 [A]

Esta fuente también permite que los motores vibradores tomen la corriente necesaria para su adecuado funcionamiento, de lo contrario no producen la vibración suficiente para que puedan actuar como generadores de pulsos.

Para esto se emplea un TIP 31C que funciona como interruptor, así se activan los motores vibradores planos. Es necesario realizar cálculos para conocer el valor de resistencia de base para que el transistor entre en saturación

Ec. 32

$$V = V_{bat} - 0.7$$

$$I_b = \frac{I_c}{h_{FE}(min)} \quad \text{Ec. 33}$$

$$R_b = \frac{V}{I_b} \quad \text{Ec. 34}$$

Dónde:

$V = \text{Voltaje aplicado a la carga [V]}$

$V_{bat} = \text{Voltaje de la fuente [V]}$

$I_b = \text{Corriente de base [A]}$

$I_c = \text{Corriente de la carga [A]}$

$R_b = \text{Resistencia de base [Ohm]}$

$h_{FE}(min) = \text{Ganancia mínima del transistor}$

Primero se halla el voltaje aplicado a la carga que en este caso son los tres motores vibradores planos con la Ec 31.

$$V = V_{bat} - 0.7$$

$$V = (12 - 0.7) [V]$$

$$V = 11.3 [V]$$

Ahora se encuentra la corriente de base aplicando la Ec 32, hay que considerar que la corriente de carga es representada por los 3 motores vibradores planos que se conectan en paralelo, por tal razón la corriente de 0.070 [A] que actúa en un motor debe ser multiplicada por 3.

$$I_b = \frac{I_c}{h_{FE}(min)}$$

$$I_b = \frac{0.210 [A]}{20}$$

$$I_b = 0.011 [A]$$

Con estos datos se halla el valor de la resistencia base que se coloca en el tarjeta de acople del circuito de control aplicando la Ec 33.

$$R_b = \frac{V}{I_b}$$

$$R_b = \frac{11.3 [V]}{0.011 [A]}$$

$$R_b = 1027.273 [Ohm]$$

Con esto se seleccionó el valor de resistencia comercial más cercano al encontrado el cual es:

$$R_b = 1[k\Omega]$$

Los elementos empleados en la tarjeta de acople son:

- 1 TIP 31C
- 3 LEDs.
- 3 Resistencias de 330 [Ohm].
- 1 Resistencia de 1 [kOhm]
- 1 Resistencia de 20 [Ohm] a 5 [W]
- 1 Fusible de protección de 500 [mA]
- Varios pines de conexión para sensores, voltaje y GND.

Una vez elaborado el circuito de control se diseñan las conexiones inferiores para la tarjeta como se puede apreciar en la figura 90.

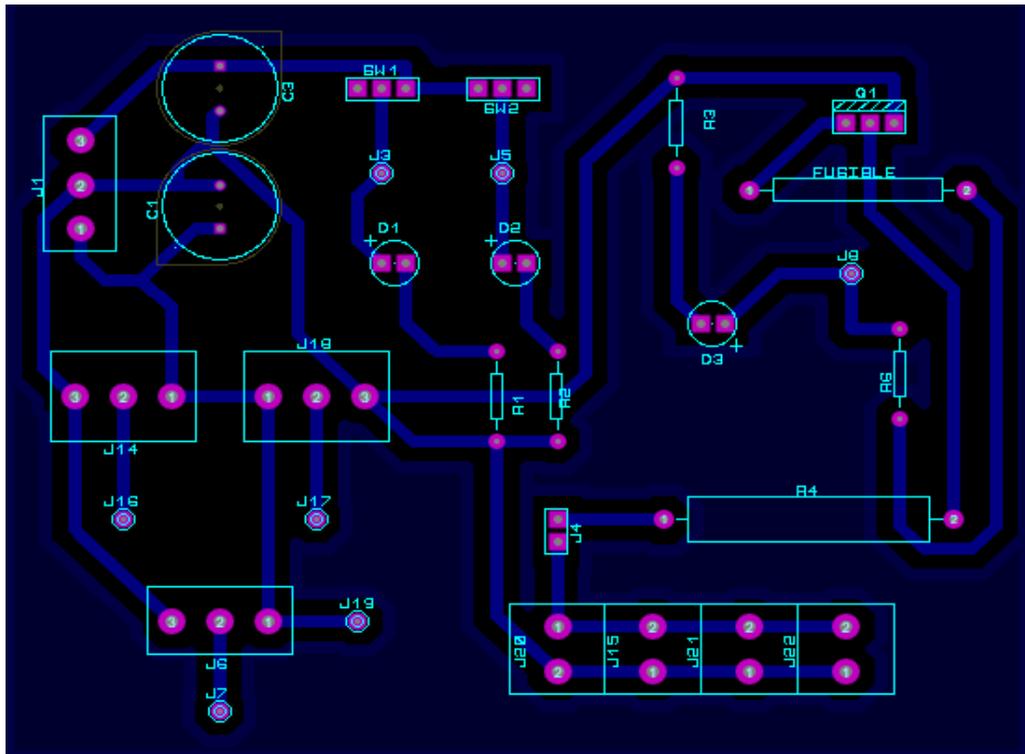


Figura 90 Vista de conexiones inferiores del circuito de control

CAPÍTULO IV

CONSTRUCCIÓN DEL SIMULADOR DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR

4.1. Construcción y ensamble de las diferentes piezas del simulador y de su sistema mecánico

4.1.1. Extremidades y pulsos

Los motores vibradores que se utilizan para simular los pulsos, se añadieron al brazo izquierdo y cuello del simulador representando los pulsos carotídeo, braquial y radial (ver Figura 91).



Figura 91 Pulsos carotídeo, braquial y radial del simulador

A continuación se conectaron por medio de cables los pulsos radial y braquial para posteriormente unir el brazo con el antebrazo (ver Figura 92).

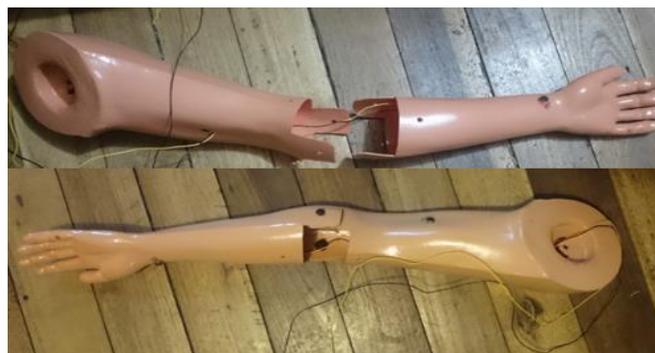


Figura 92 Ensamble de brazo

Después de unir el brazo y antebrazo izquierdo, estos se añadieron al cuerpo. La unión de las extremidades fue cubierta con piel sintética realizada con látex (Figura 93).



Figura 93 Ensamble de brazos al cuerpo

4.1.2. Cráneo y soportes del cuello

Las piezas diseñadas del cráneo y cuello fueron fabricadas por impresión 3D, por deposición de hilo fundido (FDM) en plástico PLA debido al bajo precio y propiedades mecánicas, con una densidad del 90%. Aunque las piezas no están sometidas a grandes esfuerzos la densidad seleccionada ayuda en la vida útil del mecanismo. Cada una de las piezas que forman el cráneo se aprecian en la figura 94.

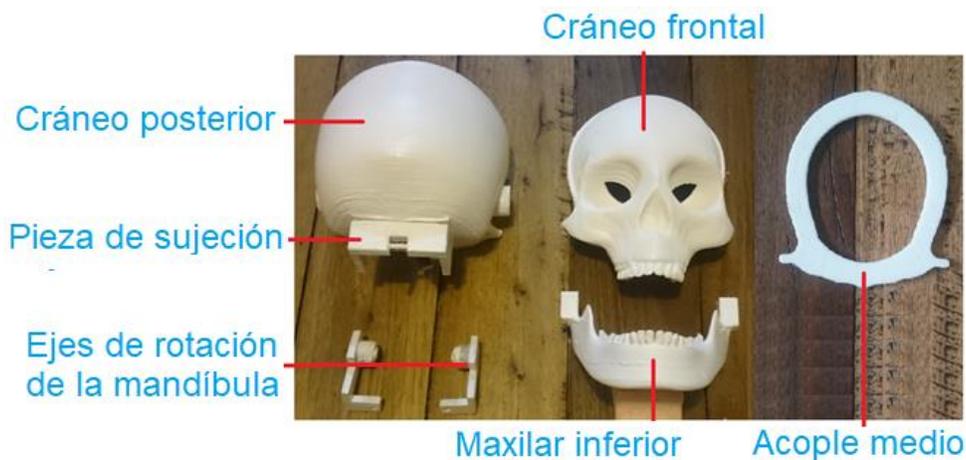


Figura 94 Piezas del cráneo

Las piezas que forman parte del cuello (Figura 95) conectan el cráneo a la estructura base que es el torso. Al igual que las piezas del cráneo fueron impresas en PLA con una densidad del 90%. Estas piezas son:



Figura 95 Piezas del cuello

En la figura 96 se aprecia toda esta estructura ensamblada, cada una de sus partes fue diseñada para que se unan como un rompecabezas y otra como la mandíbula es sujeta con pernos y tuercas, lo cual lo hace modular.

(a)



(b)



Figura 96 (a) Ensamble del cráneo vista frontal. (b) Ensamble del cráneo vista lateral.

4.1.3. Estructura RCP

La mesa soporte en la cual se apoya el sensor y el resto de elementos fue elaborado en acero ASTM A36, debido a que es un acero común en el país y para la función que cumple es ideal.

El material seleccionado para elaborar el resorte de compresión fue alambre estirado sólido A227, porque se encuentra con facilidad en el país y uno de los objetivos fue realizar el sistema con elementos disponibles en Ecuador.

La lámina de apoyo y los elementos guías para el resorte fueron realizados con operaciones de torneado en nailon. En la figura 97 se pueden observar cada uno de estos elementos.

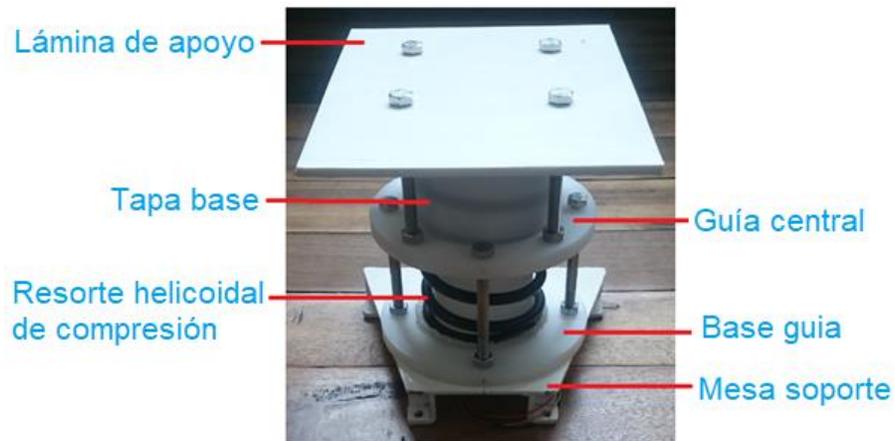


Figura 97 Estructura de RCP

4.1.4. Sistema respiratorio

Un elemento importante de este sistema son las cuerdas vocales, fueron elaboradas con moldes impresos en PLA a una densidad de 30% (Figura 98) porque su función es dar forma a la silicona y no requiere mayor resistencia. Los moldes son sujetos con tornillos en sus extremos para generar presión y que la pieza no presente errores.

(a)



(b)



Figura 98 (a) Moldes para elaborar las cuerdas vocales. (b) Cuerdas vocales de silicona

Al igual que las cuerdas vocales la lengua (Figura 99) y esófago fueron elaborados con moldes.



Figura 99 Moldes para elaborar la lengua.

La tráquea es importante en el sistema respiratorio porque es el conducto por donde ingresa el tubo endotraqueal cuando la maniobra es correcta. Este elemento fue impreso en PLA a una densidad de 30% porque su función es trasportar aire y no recibe ningún tipo de esfuerzo que pueda comprometer su integridad, también en los extremos de los bronquios se colocan acoples (Figura 100) para que las mangueras de 6 [mm] de diámetro puedan ser conectadas a las electroválvulas, compresor y bolsa que juntos permiten la expansión y contracción del pecho.

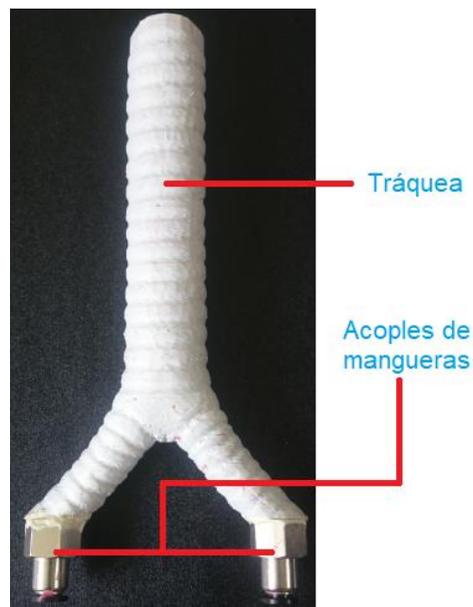


Figura 100 Tráquea y unión de los acoples

La pieza de sujeción para la tráquea, esófago y cuerdas vocales fue impresa en PLA a un 90% de densidad por razones de seguridad, en esta se posicionaron los sensores de contacto, tanto en la entrada del esófago como en la entrada de la tráquea como se observa en la figura 101.

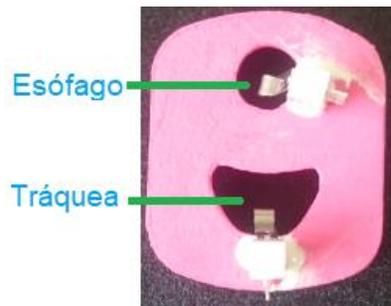


Figura 101 Acople de los sensores de contacto en la pieza de sujeción

El conducto de fijación fue elaborado en silicona y en este se colocan las cuerdas vocales y el esófago que son del mismo material pero diferente color, sobre esta pieza se ubica la pieza de sujeción como se observa en la figura 102.

(a)



(b)



Figura 102 (a) Conducto de fijación. (b) Pieza de sujeción sobre conducto de fijación

Con todos estos elementos se ensamblan los componentes del sistema respiratorio como se observa en la figura 103.



Figura 103 Conducto respiratorio ensamblado.

4.2. Implementación del circuito de control y lectura de datos

El circuito de control consiste en: el circuito que se observa en la figura 90, impreso físicamente en una placa de baquelita, la tarjeta Raspberry Pi y un módulo relé con optoacoplador.

Los dispositivos que se conectan al circuito impreso son:

- Fuente de 12VDC ~ 1.25A
- Sensor de proximidad infrarrojo
- Servomotores
- Sensores de contacto
- Motores vibradores

Los dispositivos que se conectan a la tarjeta Raspberry Pi son:

- Conexiones desde el circuito hacia la tarjeta Raspberry Pi a través de los puertos GPIO (General Purpose Input Output) según indica la Tabla 10.
- Arduino Nano
- Jack de audio
- Cable USB
- Fuente de alimentación 5VDC~2500mA

Los dispositivos conectados al módulo relé son:

- Electroválvulas

Tabla 10

Conexión de puertos a la tarjeta Raspberry Pi

Dispositivo	Número de puerto GPIO según el modo BOARD
Motor vibrador	16
Módulo relé	35
Servomotor derecho	18
Servomotor izquierdo	32
Sensor de contacto tráquea	11
Sensor de contacto esófago	13

El circuito de control completamente armado y ensamblado al simulador se lo observa en la figura 104

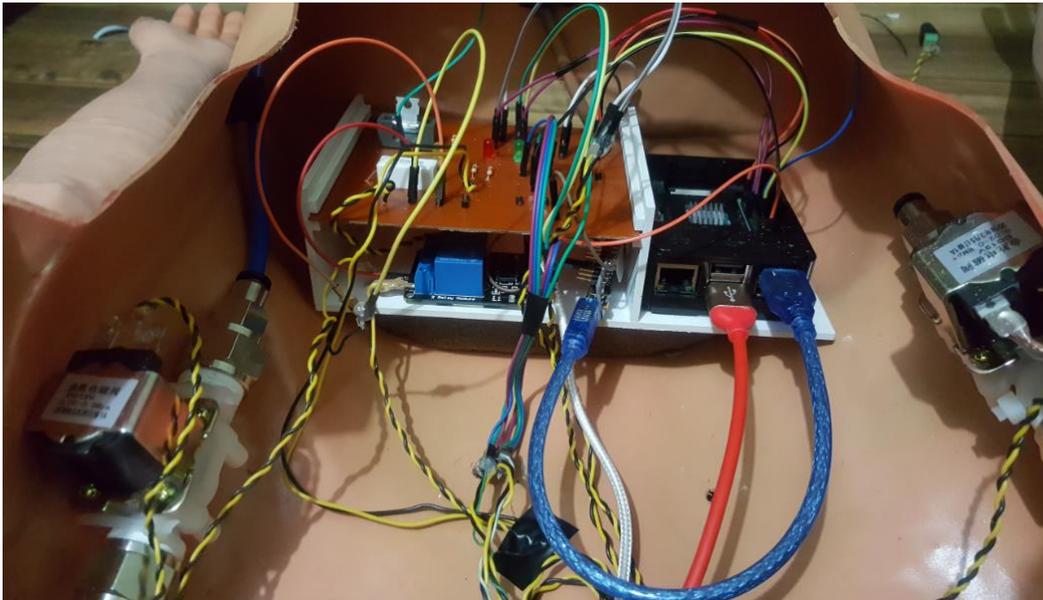


Figura 104 Circuito eléctrico del simulador de RCP

4.3. Adaptación del sistema neumático

Las electroválvulas se posicionan en las partes laterales del torso y son sujetadas con correas como se observa en la figura 105.

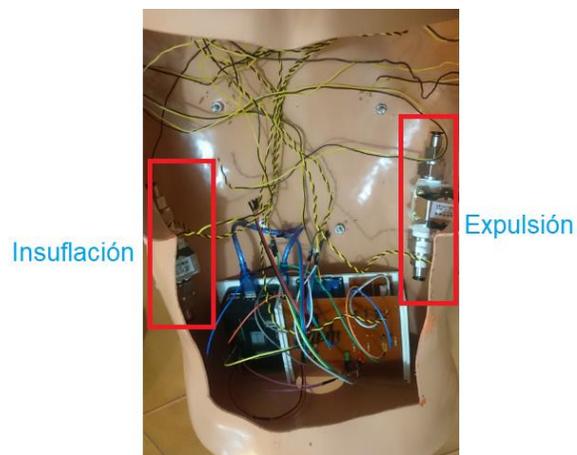


Figura 105 Posicionamiento de las electroválvulas en el torso.

Se coloca la tráquea y se conectan las mangueras en las posiciones adecuadas como se observa en la figura 106.



Figura 106 Cableado de las mangueras de alimentación a la tráquea.

Ahora se introduce la estructura de RCP en el torso porque la lámina de apoyo sirve de base para la bolsa y costillas del simulador RCP como se observa en la figura 107.

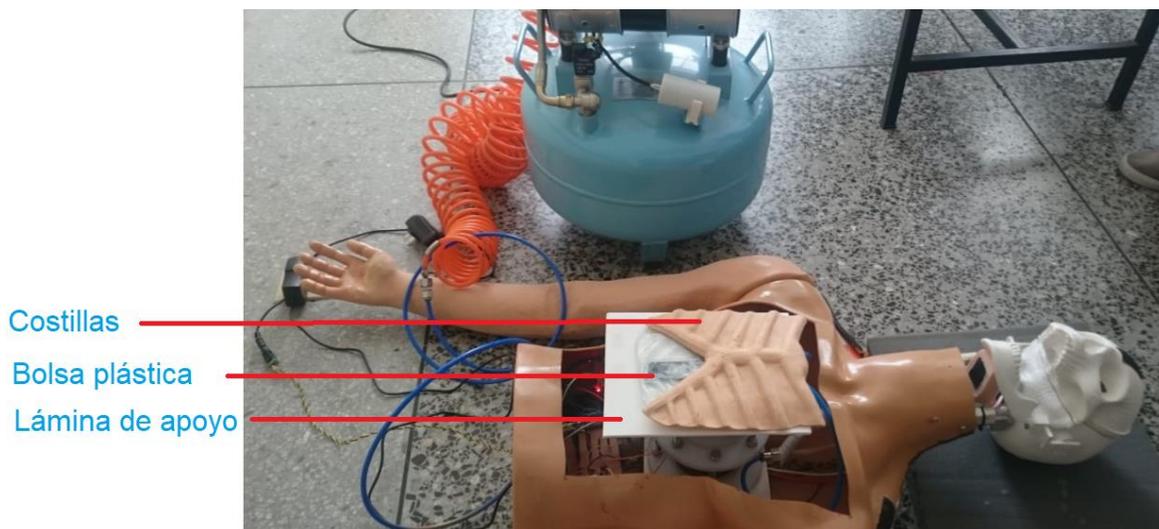


Figura 107 Colocación de la bolsa plástica y costillas sobre la lámina de apoyo

Una vez conectadas las mangueras a sus respectivas electroválvulas se activa el compresor a una presión de 20 [MPa] y se observa cómo se infla y se contrae el pecho del simulador (Figura 108).



Figura 108 Insuflación del pecho

Las electroválvulas funcionan alternadamente, es decir mientras la primera se activa y conduce el aire desde el compresor hacia los pulmones la segunda permanece cerrada, y mientras la segunda se activa y permite la salida del aire la primera se mantiene cerrada evitando que ingrese aire desde el compresor.

Finalmente se añadió la piel sintética de látex al torso, con lo que se obtiene la forma final del simulador de RCP tal como se observa en la figura 109.

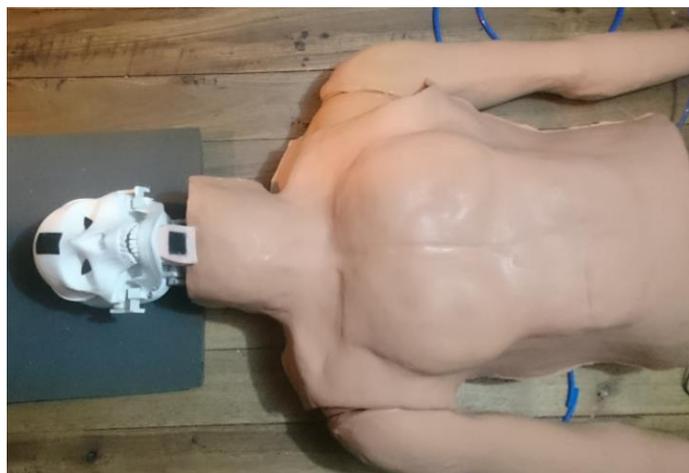


Figura 109 Ensamble final del simulador de RCP

CAPÍTULO V

ELABORACIÓN DEL SOFTWARE DE MONITOREO

5.1. Diseño de la interfaz gráfica con el usuario.

Todas las ventanas correspondientes a la interfaz gráfica se realizaron utilizando el software *Qt Designer*, debido a que permite un desarrollo simple en el diseño de cualquier GUI (Interfaz gráfica de usuario).

Los principales módulos y librerías para el desarrollo del programa se los detalla a continuación:

- PyQt: Es el modulo gráfico de Qt para Python.
- Socket: Es la librería de Python, que permite, que dos programas pueden intercambiar cualquier flujo de datos.
- Pygame: Es una librería multimedia de Python.
- Threading: Es el módulo que permite la ejecución de hilos en Python.
- Pyqtgraph: Es una librería para Qt que entre sus múltiples funcionalidades permite graficar datos con facilidad y rapidez.
- Numpy: Es el principal módulo para cálculo científico en Python.

El software consta de 6 ventanas principales, las cuales permiten monitorear y controlar los diferentes procesos del simulador; y 2 secundarias, que permitirán observar los resultados después de haber realizado la maniobra de RCP.

El software consta de 5 ventanas principales, las cuales permiten monitorear y controlar los diferentes procesos del simulador; y 2 secundarias, que permitirán observar los resultados después de haber realizado la maniobra de RCP.

5.1.1. Ventana principal

La ventana principal que se observa en la figura 110, está compuesta de un campo en el cual se deberá ingresar la dirección IPV4 que se le asigne a la tarjeta de control (Raspberry Pi 3 modelo B) al conectarse con un módem; y, un botón que permite verificar si existe conexión. También posee 3 botones que corresponden a las tres funcionalidades principales del simulador (RCP, Intubación, Escenarios clínicos) que al pulsarlos abrirán la ventana de la funcionalidad elegida; y un botón que abre una ventana la cual permite realizar una prueba del estado de cada sensor.

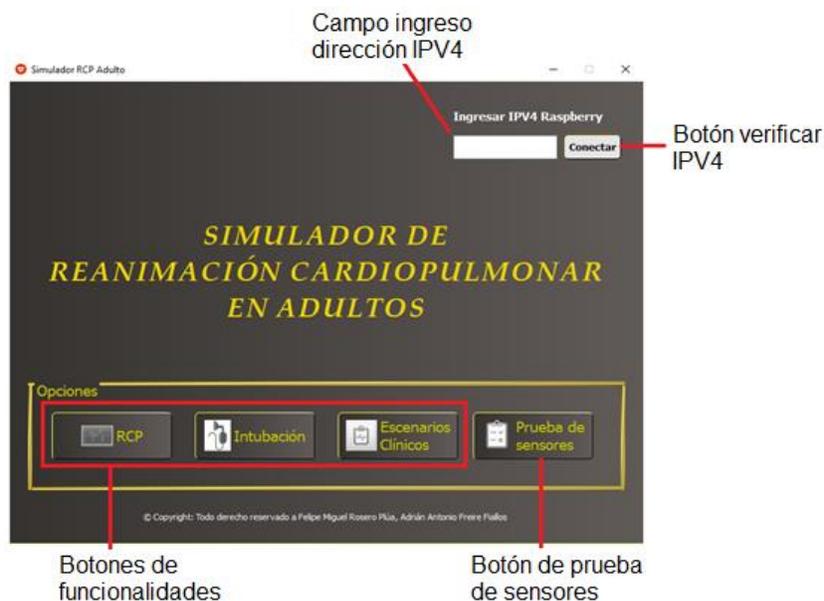


Figura 110 Ventana principal

5.1.2. Ventana de RCP

La ventana de la funcionalidad de RCP que se observa en la figura 111, está compuesta de un visualizador gráfico, el cual permitirá observar los ritmos cardiacos programados y la intensidad de las compresiones que se realicen en tiempo real; tres campos en los cuales se observarán los valores de frecuencia, tiempo y el resultado de la maniobra de RCP (correcto, aceptable, incorrecta); una barra que permite visualizar la profundidad que tiene cada compresión, mediante colores (Amarillo 1cm-5cm, Verde 5cm-6cm, Rojo 6cm-10cm). También posee 6 botones, los cuales permitirán inicializar el procesamiento, detenerlo, mostrar las instrucciones de funcionamiento de la ventana, regresar a la ventana principal y mostrar los resultados y detalle del funcionamiento.

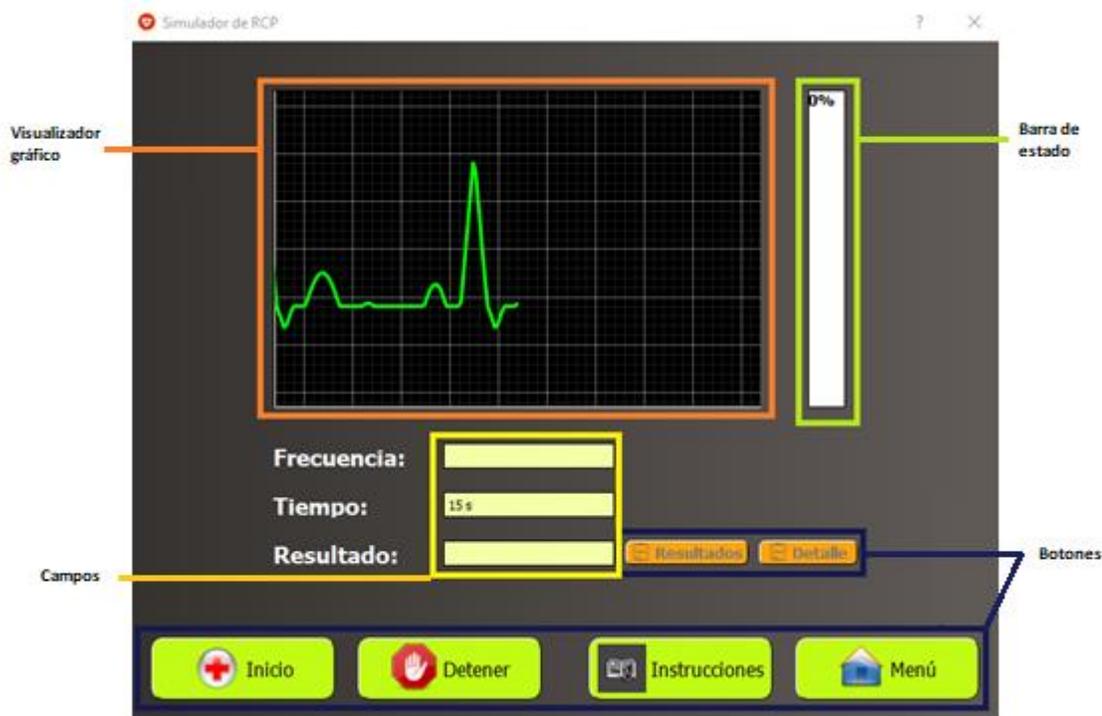


Figura 111 Elementos de la ventana RCP

5.1.3. Ventana de intubación

La ventana de la funcionalidad de intubación endotraqueal (ver Figura 112), consta de una imagen que permite visualizar los orificios de la tráquea y del esófago; dos etiquetas: una que permite visualizar el estado en que se encuentra la intubación (correcta, incorrecta, sin intubación) y otra que permite visualizar el estado de la mandíbula (boca abierta, boca cerrada); dos botones, los cuales permiten accionar la apertura o cierre de boca; y dos indicadores que se encienden cuando ingresa el tubo por esa zona.

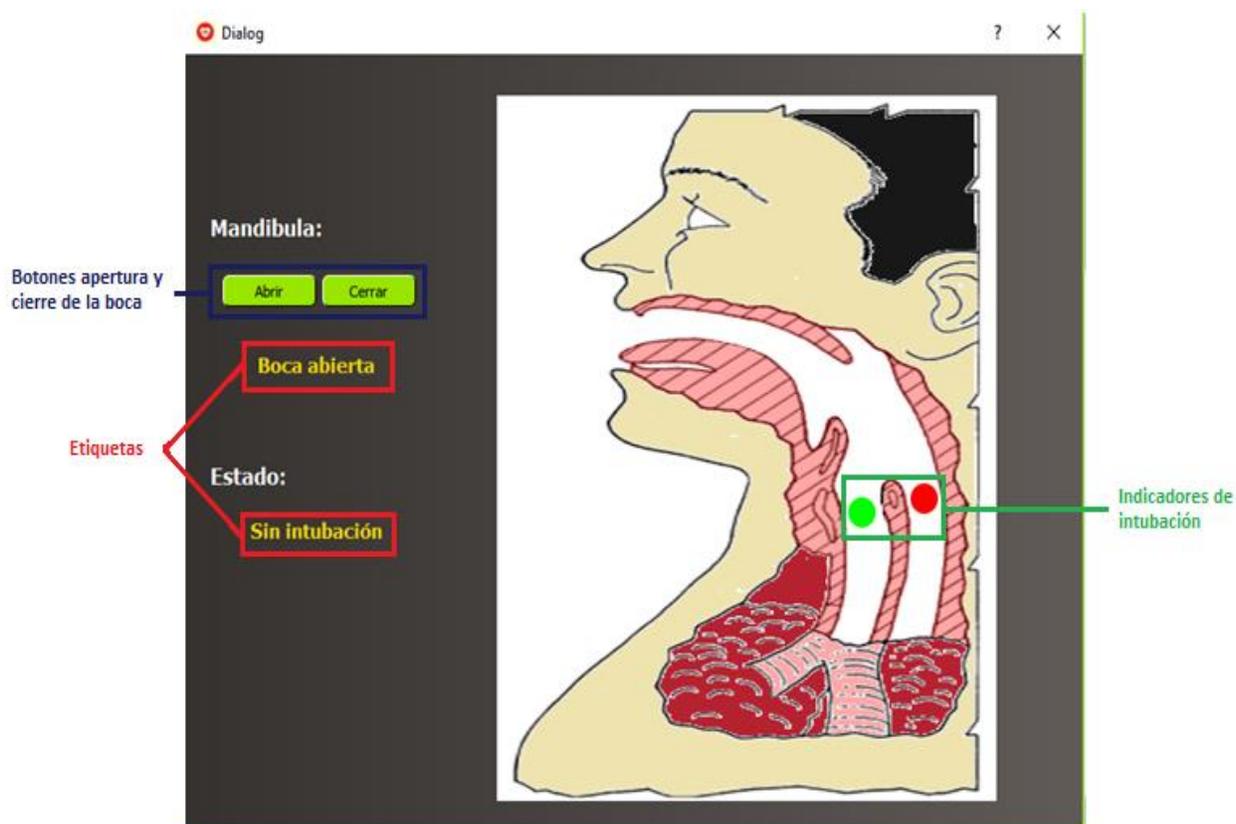


Figura 112 Ventana de Intubación

5.1.4. Ventana de escenarios clínicos

La ventana de escenarios clínicos (Figura 113) es la que más elementos contiene, debido a que permite al usuario modificar las funciones que el simulador realizará. Posee 4 listas desplegables que permiten seleccionar ritmos cardíacos, el tiempo que durará cada ritmo, un sonido que emite el simulador, durante ese ritmo, y la frecuencia respiratoria que tendrá en el lapso de tiempo seleccionado, la combinación de estas funciones constituye una fase o paso en el escenario clínico a simular. También se muestra una tabla donde se registra cada paso de simulación que el usuario ha añadido, pudiendo ingresar un máximo de 15; posee botones de añadir, cambiar, eliminar, guardar un escenario, abrir un escenario, que permiten una amigable interacción entre el software y el usuario; y los respectivos botones de inicio, instrucciones y regreso al menú principal

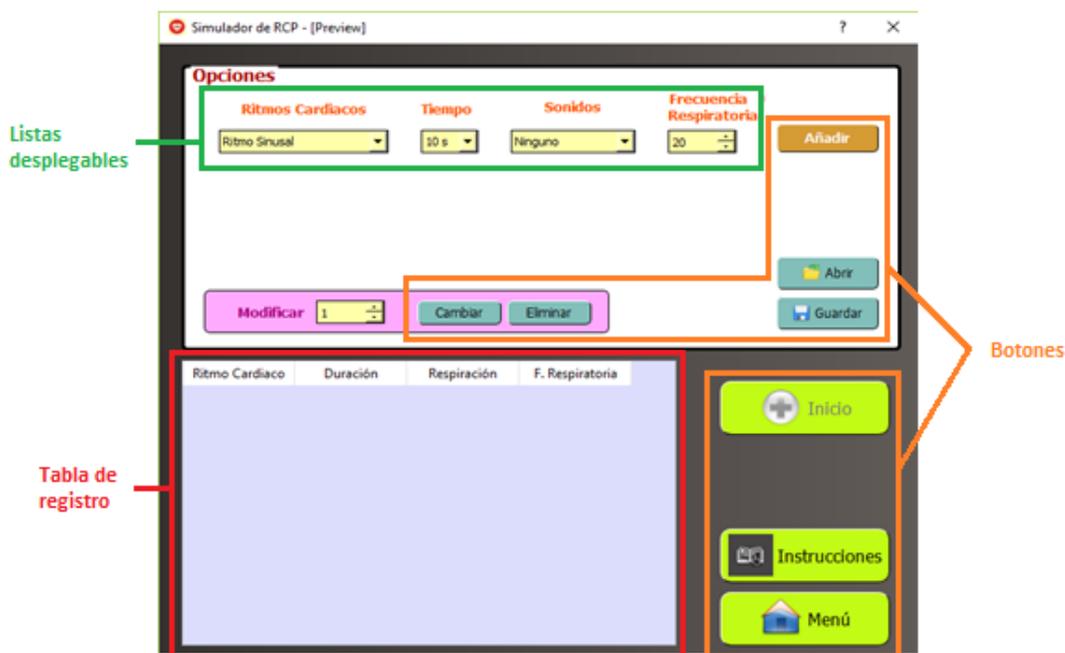


Figura 113 Ventana escenarios clínicos

Entre las opciones que puede seleccionar el usuario existen 7 ritmos cardiacos: ritmo sinusoidal, asistolia, bradicardia sinusoidal, fibrilación auricular, fibrilación ventricular, taquicardia ventricular y taquicardia supra ventricular. En la opción de tiempo se puede elegir entre: 10s, 20s, 30s, 40s, 50s, 60s. Las opciones de sonidos son: ningún sonido, respiración normal, respiración jadeante, respiración agónica y tos. En lo que respecta a la frecuencia respiratoria se puede elegir cualquier valor en un rango de 20 a 40 respiraciones por minuto.

5.1.5. Ventana de monitoreo de escenarios clínicos

Esta ventana (ver Figura 114), es muy similar a la ventana de RCP, se diferencia en que no posee los botones de inicio, detener, información y regreso al menú principal. Esta ventana emergerá cuando se presione el botón de inicio de la ventana de escenarios clínicos, y permitirá visualizar las diferentes etapas de simulación seleccionadas en la ventana de escenarios y los signos vitales del paciente.



Figura 114 Ventana de monitoreo de escenarios clínicos

5.1.6. Ventana de prueba de sensores

Esta ventana (ver Figura 115), sirve para probar individualmente los diferentes sensores y actuadores que posee el simulador, está compuesta de 5 botones los cuales permiten probar el estado de: servomotores, sensores de contacto, sensor de distancia infrarrojo, electroválvulas y motores vibradores; dos indicadores que cambian de color dependiendo cuál de los sensores de contacto se está presiona; y un campo que indica el valor de distancia que mide inicialmente el sensor infrarrojo.

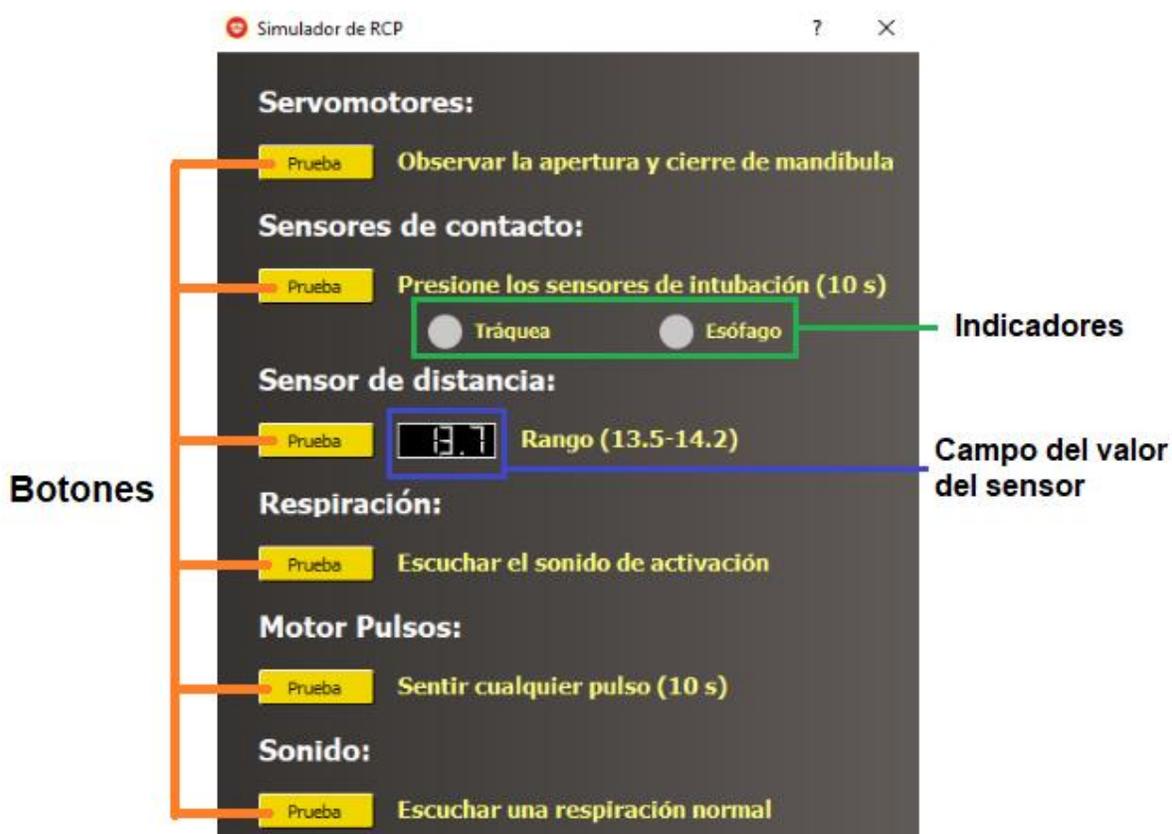


Figura 115 Ventana de prueba de sensores y actuadores

5.1.7. Ventana de resultados de RCP

Es una ventana secundaria a la cual se accede con el botón de “Resultados”, de la ventana de RCP y de monitoreo de escenarios clínicos. Esta ventana muestra un resumen del RCP realizado, tal como se observa en la Figura 116.

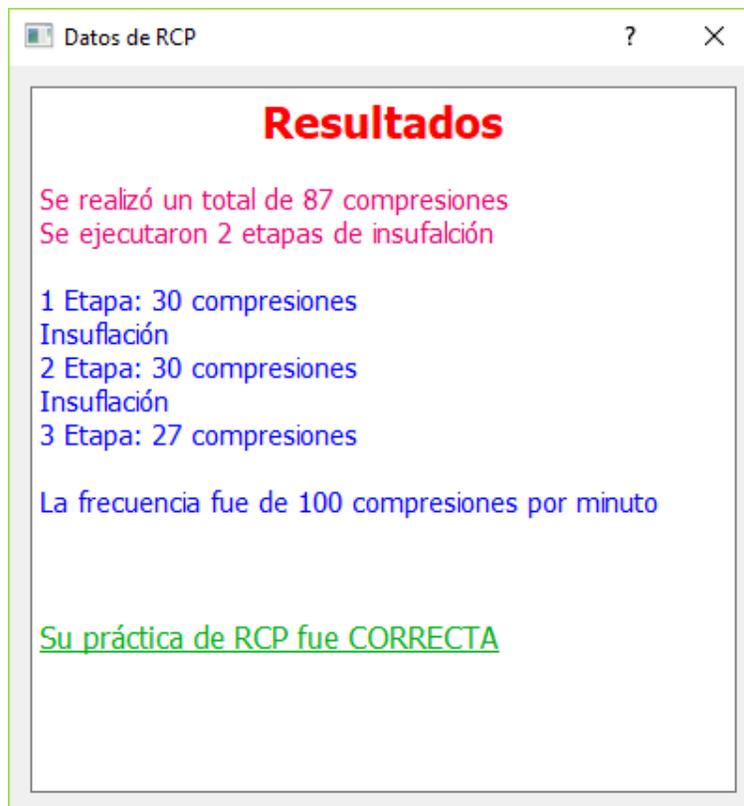


Figura 116 Ventana de resultados de RCP

5.1.8. Ventana de detalle de los resultados

Al igual que la ventana anterior es una ventana secundaria, a la cual se accede con el botón “Detalle”, de la ventana de RCP y de monitoreo de escenarios clínicos. Consiste en una tabla que muestra la profundidad de cada compresión, en centímetros; la fuerza de cada compresión, en Newtons; y el tiempo en el que se realizó dicha compresión, también marca de color amarillo a las compresiones muy débiles (menores

a 5cm), de color verde a las compresiones correctas (5cm a 6cm) y con color rojo a las compresiones muy fuertes (mayores a 6cm), tal como se observa en la figura 117.

	Profundidad	Fuerza	Tiempo
1	5.2	510.1 N	1 s
2	5.4	529.7 N	2 s
3	5.3	519.9 N	2 s
4	4.5	441.4 N	3 s
5	4.7	461.1 N	3 s
6	5.7	559.2 N	4 s
7	5.2	510.1 N	4 s
8	6.7	657.3 N	5 s
9	5.3	519.9 N	5 s
10	5.3	519.9 N	6 s
11	4.8	470.9 N	6 s
12	5.0	490.5 N	7 s

Figura 117 Ventana de detalle de compresiones

5.2. Ritmos cardiacos programados

El software permite representar 7 de las ondas cardiacas más comunes que se pueden observar en un ECG según (ADAM, 2018)., para generarlas se utilizó una ecuación compuesta de seis armónicos (ver ecuaciones 35 a la 40) correspondientes a las ondas P,Q,QRS,S,T y U, que pertenecen a una onda de ritmo sinusoidal normal, de cada armónico fue modificado la amplitud, periodo y anchura, hasta que se obtuvo la forma de onda que corresponda a cada una de las otras 6 ondas cardiacas,

posteriormente se generó un vector con los valores correspondientes a un periodo de cada una de las 7 ondas para poder graficarlos continuamente.

Las siguientes ecuaciones corresponden a los armónicos cuyos valores se aprecian en la tabla 11, son necesarios para graficar una onda de un ritmo sinusoidal (Raviprakash, 2006).

$$harm_p = a \times \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b} \times (b - 2i)\right)}{b - 2i} + \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b} \times (b + 2i)\right)}{b + 2i} \right) \times \left(\frac{2}{\pi}\right) \times \cos\left(\frac{i \times \pi \times x}{l}\right)$$

Ec. 35

$$harm_q = a \times \left(\left(\frac{2 \times b \times a}{i^2 \pi^2} \right) * \left(1 - \cos\left(\frac{i \times \pi}{b}\right) \right) \right) * \cos\left(\frac{i \times \pi \times x}{l}\right)$$

Ec. 36

$$harm_{qrs} = a \times \left(\left(\frac{2 \times b \times a}{i^2 \pi^2} \right) * \left(1 - \cos\left(\frac{i \times \pi}{b}\right) \right) \right) * \cos\left(\frac{i \times \pi \times x}{l}\right)$$

Ec. 37

$$harm_s = a \times \left(\left(\frac{2 \times b \times a}{i^2 \pi^2} \right) * \left(1 - \cos\left(\frac{i \times \pi}{b}\right) \right) \right) * \cos\left(\frac{i \times \pi \times x}{l}\right)$$

Ec. 38

$$harm_t = a \times \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b} \times (b - 2i)\right)}{b - 2i} + \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b} \times (b + 2i)\right)}{b + 2i} \right) \times \left(\frac{2}{\pi}\right) \times \cos\left(\frac{i \times \pi \times x}{l}\right)$$

Ec. 39

$$harm_u = a \times \left(\frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b} \times (b - 2i)\right)}{b - 2i} + \frac{\sin\left(\frac{\pi}{2b} \times (b + 2i)\right)}{b + 2i} \right) \times \left(\frac{2}{\pi}\right) \times \cos\left(\frac{i \times \pi \times x}{l}\right)$$

Ec. 40

Dónde:

harm_p = Armónico de la onda P

harm_q = Armónico de la onda Q

harm_{qrs} = Armónico del complejo QRS

harm_s = Armónico de la onda S

harm_t = Armónico de la onda T

harm_u = Armónico de la onda U

Tabla 11

Valores para los armónicos de la onda del ritmo sinusoidal

Ecuación	a	l	B	l	X
Harm _p	0.25	0-100	9.26	0.4167	0.17:0.01:2.17
Harm _q	0.25	0-100	12.62	0.4167	0.176:0.01:2176
Harm _{qrs}	1.6	0-100	7.57	0.4167	0.01:0.01:2
Harm _s	0.25	0-100	12.62	0.4167	-0.08:0.01:1.91
Harm _t	0.35	0-100	5.87	0.4167	-0.19:0.01:1.8
Harm _u	0.035	0-100	17.5	0.4167	-0.423:0.01:1.567

Fuente: (Raviprakash, 2006)

Los vectores utilizados para graficar las diferentes ondas de ritmos cardiacos se los puede observar en el anexo A.

A continuación se muestran las 7 ondas cardiacas que se pueden representar en el software (ver Figura 118 a la Figura 124):



Figura 118 Ritmo sinusoidal

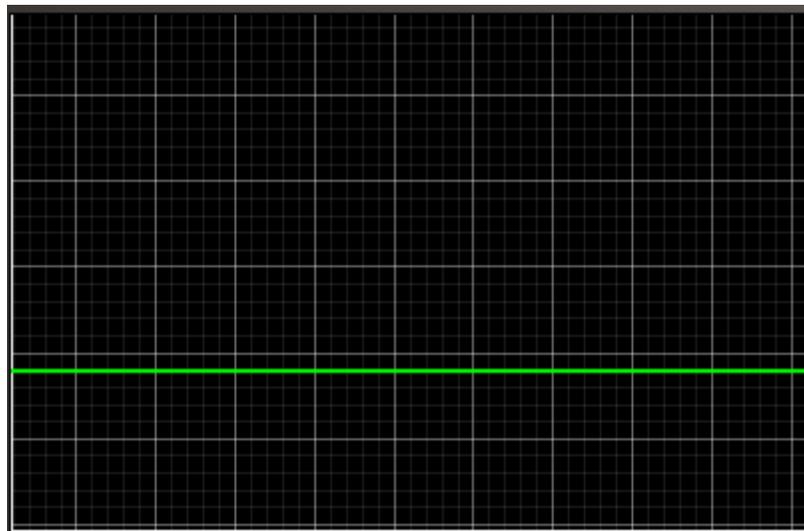


Figura 119 Asistolia



Figura 120 Bradicardia sinusoidal



Figura 121 Fibrilación auricular



Figura 122 Taquicardia ventricular



Figura 123 Taquicardia supra ventricular



Figura 124 Fibrilación ventricular

5.3. Desarrollo del código de programación.

Todo el código se desarrolló utilizando el lenguaje de programación Python, versión 3.4. Existen dos programas diferentes uno que se encuentra y ejecuta en la tarjeta de control y otro que se ejecuta desde cualquier computador que desee utilizar el usuario.

5.3.1. Código de la tarjeta de control

Este es el programa que se ejecuta en la tarjeta de control, las funciones más importantes de esta clase consisten en: inicializar y configurar todos los puertos que se van a utilizar (ver Figura 125), aceptar la conexión del usuario (ver Figura 126) y el conjunto de funciones que permiten activar los diferentes sensores y actuadores para la simulación de pulsos (ver Figura 127), respiración (ver Figura 128), RCP (ver Figura 129), intubación (ver Figura 130) y movimiento de mandíbula (ver Figura 131).

```
#Configurar puertos
pygame.init()

gpio.setwarnings(False)
gpio.setmode(gpio.BOARD)
gpio.setup(16,gpio.OUT) #Pulso
gpio.output(16,gpio.LOW)
gpio.setup(35,gpio.OUT) #ElectroV
gpio.output(35,gpio.HIGH)
gpio.setup(18,gpio.OUT) #SERVO_DER
gpio.setup(32,gpio.OUT) #SERVO_IZQ
servo_der = gpio.PWM(18,50)
servo_izq = gpio.PWM(32,50)
servo_izq.start(0), servo_der.start(0)

gpio.setup(11,gpio.IN, pull_up_down=gpio.PUD_DOWN)#FC Correcto
gpio.setup(13,gpio.IN, pull_up_down=gpio.PUD_DOWN)#FC Incorrecto

print("Puertos configurados")

while 1:
    try:
        ser = serial.Serial('/dev/ttyUSB0',9600)
        print('Cargado puerto serial')
        break;
    except:
        continue
```

Figura 125 Código para inicialización y configuración de puertos

```

s-ser=socket.socket()
HOST=socket.gethostname()
PORT=10700
s-ser.bind(("", PORT))
s-ser.listen(1)
print('Servidor %s activo'%HOST)
while True:
    print("Zona de busca")
    (conn, addr) = s-ser.accept()
    print("Conectado con:",addr)
    opc=(conn.recv(20)).decode()
    conn.send("Opcion recibida".encode())

    if(opc=="RCP"):
        c=Clientercp(conn,addr)

    elif(opc=="EC"):
        sonido=(conn.recv(100)).decode()
        conn.send("Sonido recibido".encode())
        respiracion=(conn.recv(100)).decode()
        conn.send("Respiracion recibida".encode())
        tiempo=(conn.recv(100)).decode()
        conn.send("Tiempo recibido".encode())
        c=Clienteesc(conn,addr,sonido,respiracion,tiempo)

    elif(opc=="INTU"):
        c=Clienteint(conn,addr)
    elif(opc=="TEST"):
        c=Test(conn,addr)
    elif(opc=="F"):
        conn.send("Saludos desde Raspberry".encode())
        print("Existe conexión")
        conn.close()

    else:
        print("Error opcion no valida")
        break;

```

Figura 126 Código para permitir conexión con el usuario

```

def pulsos(self):
    gpio.output(16,gpio.HIGH)
    time.sleep(0.05)
    gpio.output(16,gpio.LOW)

```

Figura 127 Código para funcionalidad de pulsos

```

def respira(self):
    x=pygame.mixer.Sound(str(self.xs)+"0.wav")
    y=pygame.mixer.Sound(str(self.xs)+"1.wav")

    x.play()
    gpio.output(35,gpio.LOW) #Activa respiracion
    time.sleep(self.xf)
    x.stop()

    y.play()
    gpio.output(35,gpio.HIGH) #Detiene respiracion
    time.sleep(self.xf)
    y.stop()

```

Figura 128 Código para funcionalidad de respiración

```

def send(self):
    while True:
        try:
            vals=int (ser.readline ())
            if vals>999:vals=999
            vals1=str (vals)
            #print (vals1)
            conn.send (vals1.encode ())
        except:
            print (" Error de Escritura.")
            break;

```

Figura 129 Código para funcionalidad de RCP

```

while True:
    try:
        if(gpio.input(11)==1):
            conn.send("INIC".encode())
        elif(gpio.input(13)==1):
            conn.send("INTIC".encode())
        else:
            conn.send("NADA".encode())
    except:
        print("Error de Escritura")
        break;
    time.sleep(0.25)

```

Figura 130 Código para funcionalidad de intubación

```

while True:
    try:
        data=(conn.recv(100)).decode()
        if(data=="OPEN"):
            print("Abrir boca")
            servo_izq.ChangeDutyCycle(4.8)
            servo_der.ChangeDutyCycle(6.5)
            time.sleep(1)
            servo_izq.ChangeDutyCycle(0)
            servo_der.ChangeDutyCycle(0)
        elif(data=="CLOSE"):
            print("Cerrar boca")
            servo_izq.ChangeDutyCycle(6)
            servo_der.ChangeDutyCycle(5.1)
            time.sleep(1)
            servo_izq.ChangeDutyCycle(0)
            servo_der.ChangeDutyCycle(0)
        else:
            pass

```

Figura 131 Código para apertura y cierre de mandíbula

5.3.2. Código de usuario

Este es el programa principal y se ejecuta desde el computador del usuario, contiene tres clases principales que corresponden a la función de cada ventana, y son llamadas dependiendo de la opción de la ventana principal seleccionada por el usuario.

Debido a que el software del usuario permite una conexión inalámbrica con la tarjeta de control del simulador, se implementó un método que permite realizar dicha conexión, el cual consiste en hacer un llamado a la dirección IPV4 de la tarjeta de control y esperar una respuesta. Si existe conexión en un periodo de 2 segundos el programa habilita los botones para acceder a las funciones del simulador, caso contrario solicita nuevamente el ingreso de la IPV4 que corresponde a la tarjeta de control (ver Figura 132).

```

def conec(self):
    self.scli = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
    HOST = self.ip
    PORT = 10700
    try:
        self.scli.settimeout(2)
        self.scli.connect((HOST, PORT))
        print('Conectado al servidor')
        self.scli.send("F".encode())
        self.scli.recv(100)
        saludo=self.scli.recv(100)
        print(saludo.decode())
        self.v=2
        self.ui.btnip.setEnabled(False)
        self.ui.teip.setEnabled(False)
    except:
        print("Servidor no encontrado")
        self.v=1
        QMessageBox.critical(QtGui.QWidget(), "Servidor no encontrado",
            "Verifique que la dirección IP ingresada pertenezca a La tarjeta Raspberry\n",
            QMessageBox.Ok)

```

Figura 132 Código de conexión con la tarjeta de control

A continuación se detallan las partes principales del código y cada una de sus clases.

a. Clase Funciones de RCP

La principal función de esta clase es graficar la onda sinusoidal en un tiempo de 1 a 10 segundos, fibrilación ventricular en un tiempo de 10 a 30 segundos y asistolia en un tiempo de 30 a 40 segundos (ver Figura 133). Esta función detectará si existe una compresión durante la fibrilación ventricular y llamará a la función encargada de tomar datos del sensor infrarrojo y poder graficarlos en tiempo real (ver Figura 134). En caso de no detectar ninguna compresión en el periodo de fibrilación ventricular, el programa continuará hasta cuando termine la asistolia.

```

def graficar(self):
    if(self.det==0):
        if(self.seg<=10):
            self.tot.append(self.sinusoidal[self.valysinus])
            self.xg.append(self.valx/100)

            if self.sinusoidal[self.valysinus]==2.4095:
                self._beep.play()
                self.scli.send('P'.encode())

            if(len(self.tot)>500):
                del self.tot[0:300]
                del self.xg[0:300]

            self.graphicsView.setXRange(self.xg[-1]-1,self.xg[-1]+1,padding=0.0)
            self.graphicsView.plot(self.xg,self.tot,pen=self.pen,clear=True)
            self.valysinus = (self.valysinus + 1) % len(self.sinusoidal)

        if(self.seg>10 and self.seg<=30):
            self.tot.append(self.fv[self.valyfv])
            self.xg.append(self.valx/100)

            if self.lm==1:
                self.tim.stop()
                self.callToma_datos()

            if(len(self.tot)>500):
                del self.tot[0:300]
                del self.xg[0:300]

            self.graphicsView.setXRange(self.xg[-1]-1,self.xg[-1]+1,padding=0.0)
            self.graphicsView.plot(self.xg,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

            if(self.valyfv==len(self.fv)-1):
                xv=np.arange(1,6.3,0.1)
                self.fv=(0.89+(np.sin(xv/2)-np.sin(randint(2,8)*xv/2)-np.cos(7*xv/2)
                    +np.sin((xv/2)-2.5)-np.cos(9*(xv/2)-2)))/4)

                self.valyfv = (self.valyfv + 1) % len(self.fv)

        if(self.seg>30 and self.seg<40):
            if(self.caud==0): self.flatline.play();self.caud=2;
            self.tot.append(self.tot[-1])
            self.xg.append(self.valx/100)

            if(len(self.tot)>500):
                del self.tot[0:300]
                del self.xg[0:300]

            self.graphicsView.setXRange(self.xg[-1]-1,self.xg[-1]+1,padding=0.0)
            self.graphicsView.plot(self.xg,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

        self.valx+=1
        if(self.seg>40):
            self.detener()
            self.tim.stop()

```

Figura 133 Función para graficar ondas y detectar compresión

```

#Leer datos
def receive_data(self):
    while (self.estadot):
        data=self.scli.recv(3)
        self.data1=int(data.decode())
        if(self.seg>10 and self.data1>=177):
            self.lm=1

def updater(self):
    if(self.det==0 and self.seg<self.tfinalrcp):
        self.graphicsView.setXRange(0,50,padding=0.00)
        self.line= self.data1 #Datos
        if(self.line>=80 and self.line<=530):
            distancia=round(2076.0/(self.line-11),1)
        else: distancia=0

        disfinal=round(14-distancia,1)
        if(disfinal<=1):disfinal=0 #Eliminar ruido

        #Obtener distancia de compresio--->Procesamiento
        self.compresiones.append(disfinal)
        self.tcompresiones.append(self.seg)
        #Plot
        self.data.append(round(float(disfinal/2.5),1))#(self.data1)
        if(len(self.data)>=50):
            self.data=[self.data[49]]

        self.graphicsView.plot(self.data,pen=self.pen,clear=True)

```

Figura 134 Función de toma de datos y graficar en tiempo real

b. Clase Funciones de escenarios clínicos.

Las funciones más importantes de esta clase son 4. La primera función (ver figura 135), permite almacenar en un vector todas las opciones que el usuario seleccione para que se puedan ejecutar.

```

def lltabla(self):
    if(self.filt<=14):
        self.Tabla.selectRow(self.filt)
        self.Tabla.setItem(self.filt,0,QtGui.QTableWidgetItem(self.cbpatologias.currentText()))
        self.Tabla.setItem(self.filt,1,QtGui.QTableWidgetItem(self.cbtiempo.currentText()))
        self.Tabla.setItem(self.filt,2,QtGui.QTableWidgetItem(self.cbrespiracion.currentText()))
        print(self.cbpatologias.currentIndex())
        if(self.cbpatologias.currentIndex()==4):
            self.sbfrespiracion.setMinimum(0)
            self.sbfrespiracion.setValue(0)

        self.Tabla.setItem(self.filt,3,QtGui.QTableWidgetItem(str(self.sbfrespiracion.value())))
        self.vecopc[self.filt]=[self.cbpatologias.currentIndex(),self.cbtiempo.currentIndex(),
                               self.cbrespiracion.currentIndex(),self.sbfrespiracion.value()]
        self.vecopc.append(0)
        self.filt+=1
        self.sbfrespiracion.setMinimum(20)

    else:
        QMessageBox.information(self.w, "Limite máximo",
                                "El límite máximo de ritmos cardiacos es de 15", QMessageBox.Ok)
        if(QMessageBox.Ok): pass

    self.hlfm()
    self.sbmodificar.setMaximum(self.filt)

```

Figura 135 Función para almacenar las funciones seleccionadas por el usuario

La segunda función (ver Figura 136) consiste en hacer un llamado a los vectores de las respectivas ondas cardiacas, previamente guardados, para almacenarlos en variables que puedan ser usadas en el software, exceptuando de la fibrilación ventricular y auricular, para las cuales se utilizan dos ecuaciones que permiten generar sus respectivos vectores cada 3 segundos, variando su forma, esto se realiza debido a que estas ondas no tienen un comportamiento continuo.

```

def cargarondas(self):
    with open("sinusoidal.txt", 'rb') as fp:
        self.sinusoidal= pickle.load(fp)

    with open("bradisinusoidal.txt", 'rb') as fp:
        self.bradisinusoidal=pickle.load(fp)

    with open("TV.txt", 'rb') as fp:
        self.TV=pickle.load(fp)

    with open("TSV.txt", 'rb') as fp:
        self.TSV=pickle.load(fp)

    xv=np.arange(1,6.3,0.1)
    self.FV=(0.89+(np.sin(xv/2)-np.sin(randint(2,8)*xv/2)-np.cos(7*xv/2)
              +np.sin((xv/2)-2.5)-np.cos(9*(xv/2)-2))/10)

    xv=np.arange(1,3.2*randint(1,3),0.1)
    Ffa=[]
    Ffa.extend(0.89+(np.sin(xv*0.75)-np.sin(randint(2,8)*xv*0.75)
                 -np.cos(7*xv*0.75)+np.sin((xv*0.75)-2.5)-np.cos(9*(xv*0.75)-2))/10)#53
    self.qrsfa=[0.9008,0.8873,1.422,2.087,1.651,0.7245,0.545,0.6893,0.8344,0.9325]#10 #4max #7min
    self.fauricular=[round(i,4) for i in Ffa]
    self.fauricular.extend(self.qrsfa)
    self.valmax=10

```

Figura 136 Función para cargar ritmos cardiacos

La tercera función (ver Figura 137) es la que permite ejecutar el vector en el que se almacenaron las opciones seleccionadas por el usuario, consiste en hacer un llamado a los métodos que ejecutan los diferentes pasos de simulación, en el tiempo adecuado.

```

def _exec(self):
    if (self.seg<=self.t[0]):
        self.tim=QTimer()
        self.tim.timeout.connect(self._exec)
        self.aplicarcp=self.onda[0]
        if (self.onda[0]==1):self.fsinusal()
        elif(self.onda[0]==2):self.fasistolia()
        elif(self.onda[0]==3):self.fbradisinusal()
        elif(self.onda[0]==4):self.fFauricular()
        elif(self.onda[0]==5):self.fFV()
        elif(self.onda[0]==6):self.fTV()
        elif(self.onda[0]==7):self.fTSV()

    try:
        if(self.seg>self.t[0] and self.seg<=self.t[1]):
            self.tim=QTimer()
            self.tim.timeout.connect(self._exec)
            self.aplicarcp=self.onda[1]
            if (self.onda[1]==1):self.fsinusal()
            elif(self.onda[1]==2):self.fasistolia()
            elif(self.onda[1]==3):self.fbradisinusal()
            elif(self.onda[1]==4):self.fFauricular()
            elif(self.onda[1]==5):self.fFV()
            elif(self.onda[1]==6):self.fTV()
            elif(self.onda[1]==7):self.fTSV()

    except: pass

```

Figura 137 Función para ejecutar el vector opciones

La cuarta función está compuesta por los métodos que grafican cada uno de los 7 ritmos cardiacos, los cuales se observan de la figura 138 a la 144.

```
def fsinusal(self):
    self.tim.start(1)
    self.tot.append(self.sinusoidal[self.valysinus])
    self.posx.append(self.valx/100) #Ancho --> 100=0.01 10=0.1

    if self.sinusoidal[self.valysinus]==2.4095:
        self._beep.play()
        self.scli.send("P".encode())

    if len(self.tot)>500:
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

    self.valysinus = (self.valysinus + 1) % len(self.sinusoidal)
    self.valyasistolia = self.tot[-1]
```

Figura 138 Método para graficar Ritmo sinusoidal

```
def fasistolia(self): #Connexin
    self.tim.start(20)
    self.tot.append(self.valyasistolia)
    self.posx.append(self.valx/100) #Ancho --> 100=0.01 10=0.1

    if(self.playfl==0):
        self.flatline.play()
        self.playfl=1

    if len(self.tot)>500:
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)
```

Figura 139 Método para graficar Asistolia

```
def fbradisinusal(self):
    self.tim.start(10)
    self.tot.append(self.bradisinusoidal[self.valybrasinus])
    self.posx.append(self.valx/100) #Ancho --> 100=0.01 10=0.1

    if self.bradisinusoidal[self.valybrasinus]==2.087:
        self._beep.play()
        self.scli.send("P".encode())

    if len(self.tot)>500:
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

    self.valybrasinus = (self.valybrasinus + 1) % len(self.bradisinusoidal)
    self.valyasistolia=self.tot[-1]
```

Figura 140 Método para graficar Bradicardia sinusoidal

```

def fFauricular(self):
    self.tim.start(15)
    self.tot.append(self.fauricular[self.valyfauricular])
    self.posx.append(self.valx/100)

    if self.fauricular[self.valyfauricular]==self.valmax or self.fauricular[self.valyfauricular]==2.087:
        self._beep.play()
        self.scli.send("p".encode())

    if len(self.tot)>500:
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

    valf=self.valyfauricular
    self.valyfauricular = (self.valyfauricular + 1) % len(self.fauricular)

    if(valf==len(self.fauricular)-1):
        xv=np.arange(1,3*randint(1,3),0.1)#3.2
        self.valmax=round(uniform(1.7,2.3),4)
        self.valmin=round(uniform(0.4,0.7),4)
        Ffa=[]
        Ffa.extend((0.89+(np.sin(xv*0.75)-np.sin(randint(2,8)*xv*0.75)-np.cos(7*xv*0.75)
                    +np.sin((xv*0.75)-2.5)-np.cos(9*(xv*0.75)-2))/10)
                    for i in range(1,3))
        self.qrsfa=[0.9008,0.8873,1.422,self.valmax,1.651,0.7245,self.valmin,
                    0.6893,0.8344,0.9325]
        self.fauricular=[round(i,4) for i in Ffa]
        self.fauricular.extend(self.qrsfa)

    self.valyasistolia=self.tot[-1]

```

Figura 141 Método para graficar Fibrilación auricular

```

def fFV(self):
    self.tim.start(20)
    self.tot.append(self.FV[self.valyFV])
    self.posx.append(self.valx/100)

    if self.lm==1:
        self.tim.stop()
        self.callToma_datos()

    if len(self.tot)>500:
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

    if(self.valyFV==len(self.FV)-1):
        xv=np.arange(1,6.3,0.1)
        self.FV=(0.89+(np.sin(xv/2)-np.sin(randint(2,8)*xv/2)-np.cos(7*xv/2)
                    +np.sin((xv/2)-2.5)-np.cos(9*(xv/2)-2))/10)
                    for i in range(1,6))

    self.valyFV = (self.valyFV + 1) % len(self.FV)
    self.valyasistolia=self.tot[-1]

```

Figura 142 Método para graficar Fibrilación Ventricular

```

def fTV(self):
    self.tim.start(10)
    self.tot.append(self.TV[self.valyTV])
    self.posx.append(self.valx/100) #Ancho --> 100=0.01 10=0.1

    if self.TV[self.valyTV]==2.2673:
        self._beep.play()
        self.scli.send("P".encode())

    if(len(self.tot)>500):
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

    self.valyTV = (self.valyTV + 1) % len(self.TV)
    self.valyasistolia=self.tot[-1]

```

Figura 143 Método para graficar Taquicardia ventricular

```

def fTSV(self):
    self.tim.start(10)
    self.tot.append(self.TSV[self.valyTSV])
    self.posx.append(self.valx/100) #Ancho --> 100=0.01 10=0.1

    if self.TSV[self.valyTSV]==2.3807:
        self._beep.play()
        self.scli.send("P".encode())

    if(len(self.tot)>500):
        del self.tot[0:300]
        del self.posx[0:300]

    self.graphicsView.setXRange(self.posx[-1]-1,self.posx[-1]+1,padding=0.0)
    self.graphicsView.plot(self.posx,self.tot,pen=self.pen,clear=True)

    self.valyTSV = (self.valyTSV + 1) % len(self.TSV)
    self.valyasistolia=self.tot[-1]

```

Figura 144 Método para graficar Taquicardia supra ventricular

c. Clase Funciones de Intubación

Las principales funciones de esta clase son: actualizar las etiquetas indicadoras del estado de intubación, estado de la mandíbula, activar los indicadores de ingreso del tubo al realizar la intubación (ver Figura 145); y, enviar un dato a la tarjeta de control que activa la apertura o cierre de la mandíbula (ver Figura 146).

```

def _exec(self):
    if(self.x=="INTC"):
        self.label_2.setStyleSheet("background-color:rgb(0,255,0);""border-radius:11px;")
        self.label_3.setStyleSheet("background-color:rgb(255,0,0);""border-radius:11px;")
        self.lbfrecuencia.setText("<html><head/><body><p align=\"center\">"
                                   "<span style=\" font-size:11pt; font-weight:600;\">"
                                   "Intubación Correcta</span></p></body></html>")
    elif(self.x=="INTIC"):
        self.label_2.setStyleSheet("background-color:rgb(0,255,0,0);""border-radius:11px;")
        self.label_3.setStyleSheet("background-color:rgb(255,0,0);""border-radius:11px;")
        self.lbfrecuencia.setText("<html><head/><body><p align=\"center\">"
                                   "<span style=\" font-size:11pt; font-weight:600;\">"
                                   "Intubación Incorrecta</span></p></body></html>")
    else:
        self.label_2.setStyleSheet("background-color:rgb(0,255,0,0);""border-radius:11px;")
        self.label_3.setStyleSheet("background-color:rgb(255,0,0,0);""border-radius:11px;")
        self.lbfrecuencia.setText("<html><head/><body><p align=\"center\">"
                                   "<span style=\" font-size:11pt; font-weight:600;\">"
                                   "Sin Intubación</span></p></body></html>")

def boca(self,mb):
    mb=mb
    self.lbboca.setText("<html><head/><body><p align=\"center\">"
                       "<span style=\" font-size:11pt; font-weight:600;\">"
                       "%s</span></p></body></html>"%(mb))

```

Figura 145 Función para actualizar los label de estado

```

self.btnabrir.clicked.connect(lambda: self.scli.send("OPEN".encode()))
self.btnabrir.clicked.connect(lambda: self.boca("Boca Abierta "))
self.btncerrar.clicked.connect(lambda: self.scli.send(bytes("CLOSE", 'UTF-8')))
self.btncerrar.clicked.connect(lambda: self.boca("Boca Cerrada "))

```

Figura 146 Envío de señal a la tarjeta de control

CAPÍTULO VI

PRUEBAS Y RESULTADOS

6.1. Evaluación del simulador de reanimación cardiopulmonar

6.1.1. Movilidad de extremidades superiores del simulador

Con el simulador ensamblado se evaluó si los movimientos de las extremidades superiores son antropomórficos como se observa en la figura 147. Estos movimientos generados son similares a los que una persona puede realizar cuando está recostada sobre su parte posterior

(a)



(b)



(c)



Figura 147 (a) Extensión del brazo. (b) Flexión del codo. (c) Rotación del hombro

6.1.2. Movimiento del cráneo

Cuando el practicante realice la intubación endotraqueal es necesario que el simulador tenga la capacidad de inclinar la cabeza y abrir la mandíbula (Figura 148) para que el tubo pueda ingresar por la cavidad bucal.

(a)



(b)



Figura 148 (a) Posicionamiento de las manos en la parte lateral del cráneo.

(b)

Rotación de la cabeza.

6.1.3. Prueba de funcionamiento de sensores con ayuda del software

Para esto se selecciona la pestaña “Prueba de sensores” como se observa en la figura 149 y se verifica el funcionamiento de cada uno de ellos.



Figura 149 Prueba de sensores mediante software.

Presionando el botón “1” se visualiza la apertura del maxilar inferior como se observa en la figura 150.



Figura 150 Apertura del maxilar inferior.

Con el botón número “2” se verifica el funcionamiento de los sensores de contacto para la intubación endotraqueal, si la luz es verde la intubación es correcta, si se enciende la luz roja la intubación es incorrecta como se observa en la figura 151.

(a)



(b)

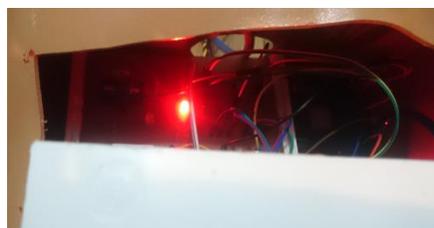


Figura 151 (a) Activación sensor de la tráquea. (b) Activación sensor del esófago.

Al presionar el botón “3” se verifica que el sensor de distancia está en funcionamiento observando que el valor de sensado se encuentra en el rango mostrado en pantalla (Figura 152).



Figura 152 Verificación de funcionamiento del sensor de distancia.

Presionado el botón “4” se debe escuchar la apertura y cierre de las electroválvulas, el sonido del relé también es un indicativo de que este sistema funciona adecuadamente.

Al presionar el botón “5” se deben sentir cada uno de los pulsos localizados que posee el simulador, uno de ellos es el pulso carotídeo como se observa en la figura 153, la luz amarilla en el circuito de control es un indicativo de activación.

(a)



(b)



Figura 153 (a) Pálpito del pulso carotídeo. (b) Luz de activación del pulso.

Con el botón “6” se emite un sonido de respiración normal confirmando en funcionamiento del parlante el simulador RCP.

6.1.4. Funcionamiento del escenario RCP

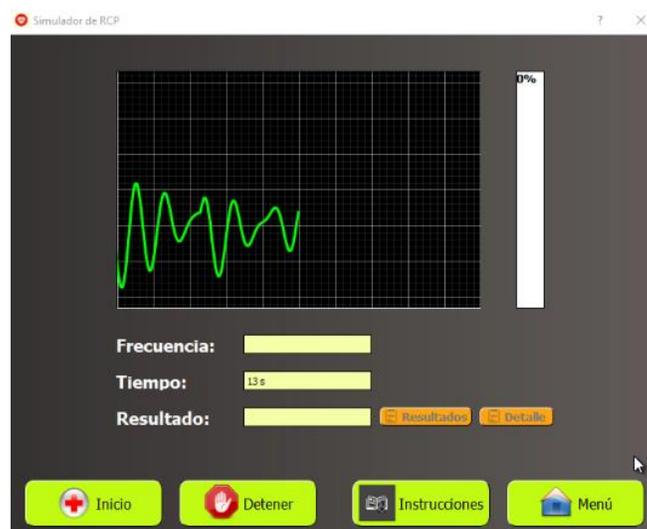
Se presiona la pestaña “RCP” y se observa cómo se genera el ECG normal en la figura 154.



Figura 154 Generación de ECG normal

Cuando se observa que inicia la fibrilación es cuando se empiezan a aplicar las compresiones torácicas como se observa en la figura 155.

(a)



(b)



Figura 155 (a) Inicio de la fibrilación en el simulador. (b) Compresiones torácicas sobre el simulador

Después de iniciar las compresiones torácicas se activa la frecuencia de las compresiones y la barra indicativa. En la gráfica se aprecian picos que corresponden a cada una de las compresiones realizadas (Figura 156).



Figura 156 Indicativo de compresiones torácicas en la interfaz de RCP.

Cuando el tiempo de la práctica termina se presiona “OK” en la pestaña y se activan las pestañas de resultados como se muestra en la figura 157.

(a)



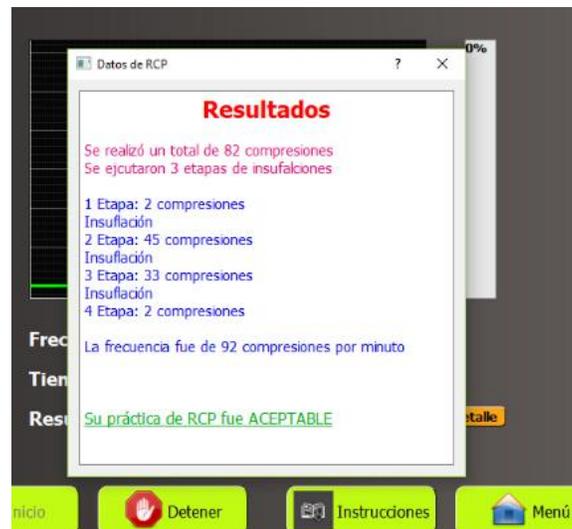
(b)



Figura 157 (a) Finalización de la práctica de RCP. (b) Pestaña de resultados.

Al presionar “Resultados” se muestra un resumen general de lo realizado en la práctica. Si se presiona “Detalle” se muestra una lista de las compresiones clasificadas por color como se muestra en la figura 158.

(a)



(b)

	Compresion	Fuerza	Tiempo	
11	4.9	480.7 N	20 s	Correcta
12	5.4	529.7 N	20 s	Débil
13	4.9	480.7 N	21 s	Débil
14	6.5	637.6 N	21 s	Fuerte
15	5.0	490.5 N	21 s	Débil
16	5.2	510.1 N	22 s	Débil
17	5.3	519.9 N	22 s	Débil
18	5.2	510.1 N	23 s	Débil
19	5.5	539.5 N	23 s	Débil
20	5.3	519.9 N	24 s	Débil
21	5.6	549.4 N	24 s	Débil
22	4.7	461.1 N	24 s	Correcta

Detalle

Detener Instrucciones

Figura 158 (a) Resultados generales del RCP aplicado. (b) Calidad de las compresiones torácicas.

6.1.5. Funcionamiento del escenario de intubación endotraqueal

Se ingresa a la pestaña de intubación y se despliega la interfaz que tiene 3 indicadores como se muestra en la figura 159.

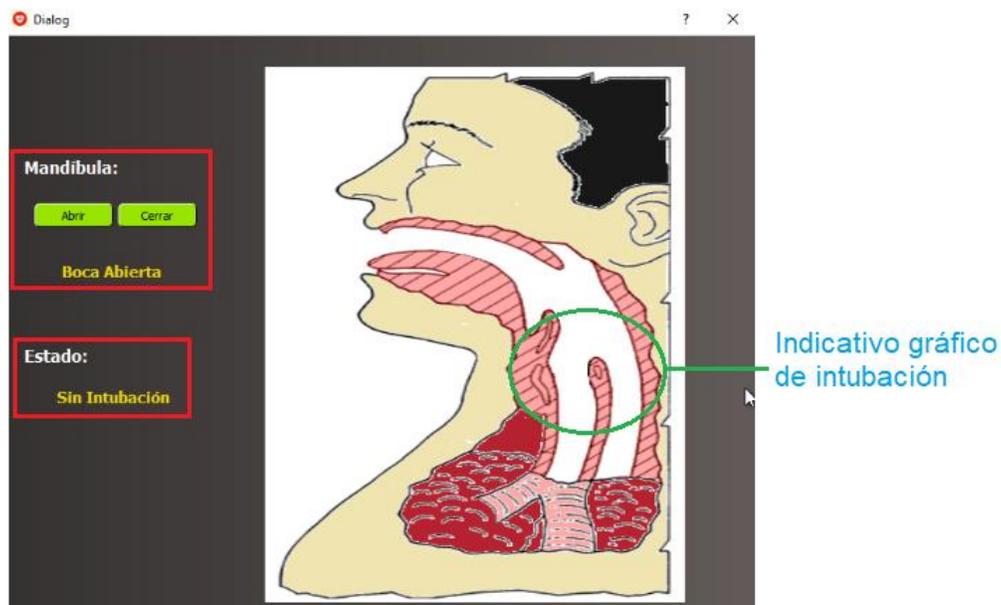


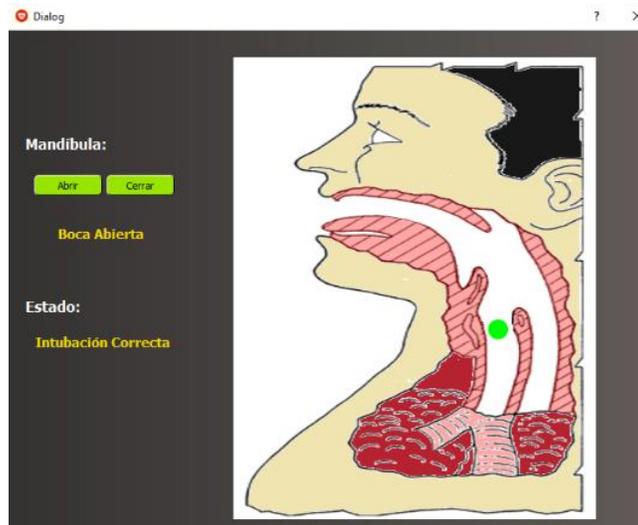
Figura 159 Indicativos de la interfaz de intubación endotraqueal.

Con el cráneo posicionado y la mandíbula abierta se ingresa el tubo endotraqueal por la boca y dependiendo de la maniobra el resultado es mostrado como se aprecia en la figura 160.

(a)



(b)



(c)

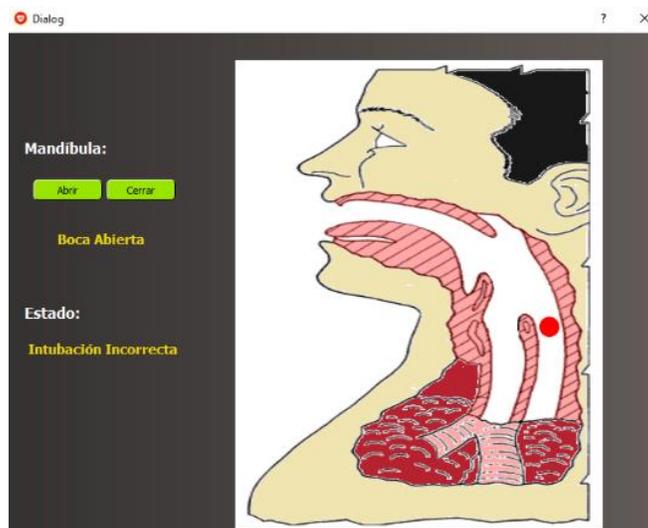


Figura 160 (a) Colocación del tubo endotraqueal. (b) Intubación correcta. (c) Intubación incorrecta.

6.1.6. Funcionamiento de la interfaz de escenarios clínicos

Esta interfaz de aprendizaje permite al practicante seleccionar diferentes características que un paciente puede presentar, estos se aprecian en la interfaz (Figura 161) y son:

- Ritmo cardiaco
- Tiempo de ejecución.
- Sonidos como: respiración, jadeo, tos, etc.
- Frecuencia respiratoria.

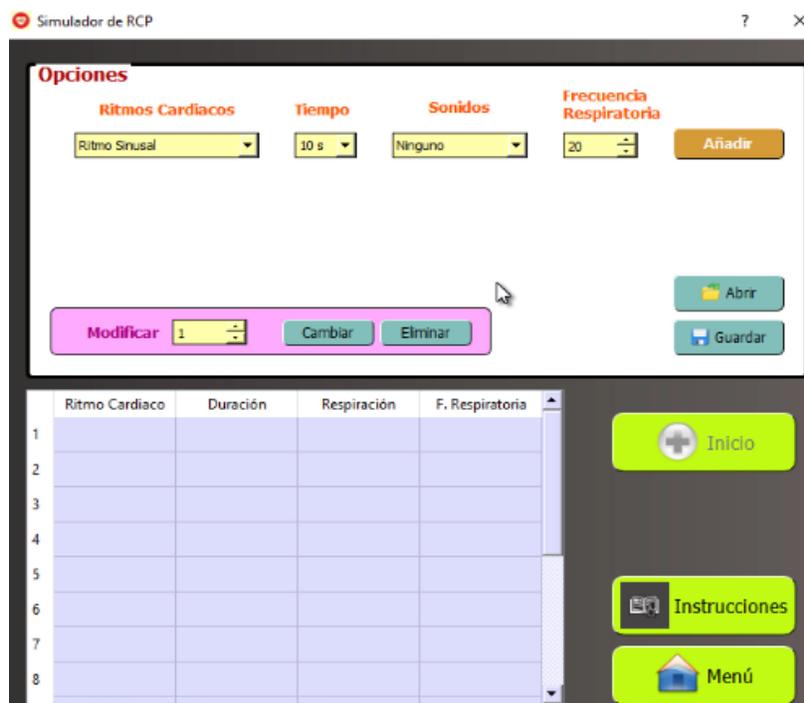


Figura 161 Interfaz de escenarios clínicos.

Para programar un escenario se seleccionan las cuatro características que se deseen y se presiona la pestaña “Añadir” como se observa en la figura 162.

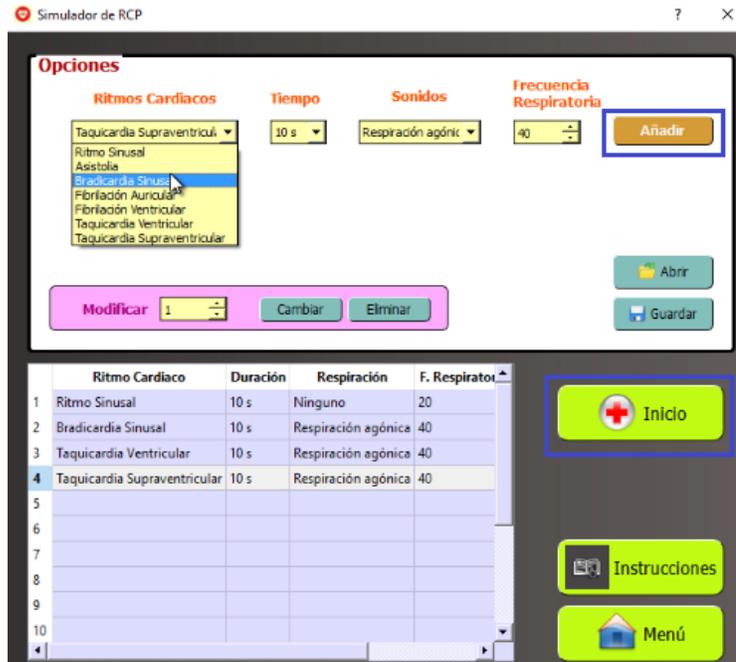
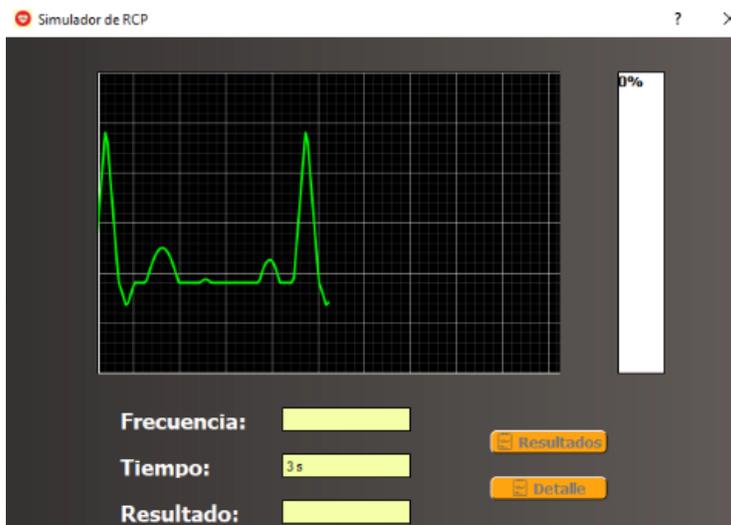


Figura 162 Elección de escenarios clínicos.

Por último se presiona “Inicio” y se observan las patologías con cada una de las características seleccionadas para cada una de ellas como se muestra en la figura 163.

(a)



(b)

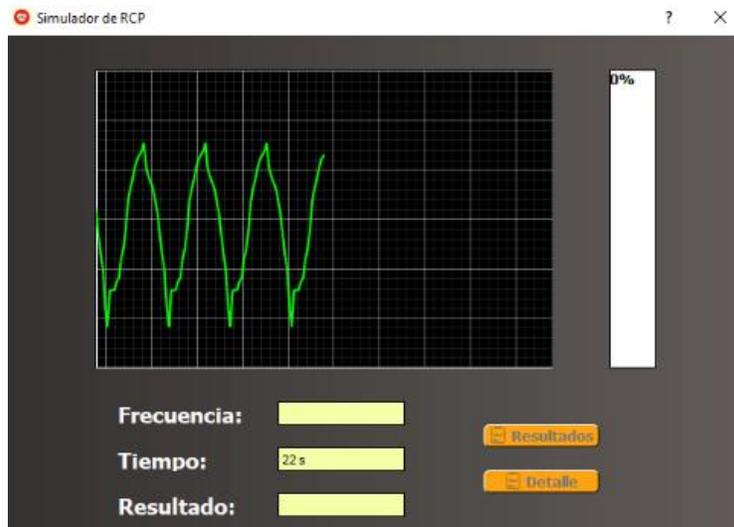


Figura 163 (a) Escenario clínico ritmo sinusal. (b) Escenario clínico taquicardia ventricular.

6.2. Evaluación del simulador de reanimación cardiopulmonar por profesionales en el área de la Salud.

Para la evaluación del simulador se acudió a la ayuda del personal de la Cruz Roja de la ciudad de Latacunga, debido a que su personal está capacitado y tiene experiencia realizando maniobras de RCP e intubación endotraqueal. Además se encargan de realizar capacitaciones de estas maniobras (especialmente RCP). También se encuentran voluntarios los cuales aprenden del personal capacitado de esta institución, y que a la vez se dedican a otras actividades, entre ellas el estudio de carreras universitarias relacionadas con la salud.

Para la evaluación tanto paramédicos como voluntarios, primeramente observaron todos los componentes externos e internos de los cuales está compuesto el simulador,

posteriormente practicaron la maniobra de RCP en el simulador (ver Figura 164 a la Figura 166), observaron los resultados de sus maniobras y finalmente manejaron el software.



Figura 164 Práctica de RCP de un paramédico



Figura 165 Momento de compresión de pecho



Figura 166 Observación de resultados de práctica de RCP

Debido a que el escenario de RCP consiste en que el paciente se encuentra estable por los primeros 10 segundos, en ese tiempo el practicante sintió las pulsaciones en el simulador (ver Figura 167).



Figura 167 Paramédico y voluntaria sintiendo pulso radial

Para la intubación los practicantes observaron las cuerdas bucales y el sistema de cómo se detecta si la intubación es correcta o incorrecta (ver Figura 168).



Figura 168 Observación de sensores para la funcionalidad de Intubación

Para poder evaluar la experiencia de los practicantes con el simulador, al final de la práctica cada paramédico y voluntario respondió a la encuesta del Anexo C.

6.3. Validación de la hipótesis.

6.3.1. Tabulación de las encuestas

Pregunta 1

Área de desempeño de cada practicante

En este caso las pruebas en el simulador de RCP fueron realizadas por el personal de la Cruz Roja de Latacunga, cabe mencionar que este personal está capacitado para efectuar RCP y la maniobra de intubación endotraqueal, además dentro de sus

ejecutores existen paramédicos, estudiantes de medicina, etc., como se puede apreciar en la figura 169.

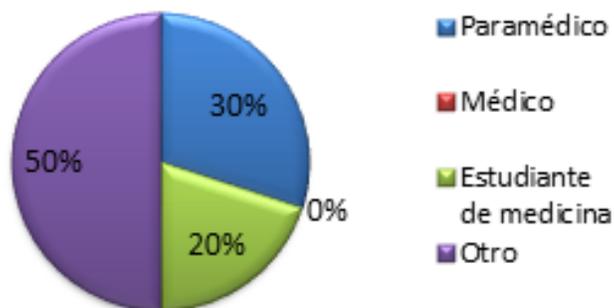


Figura 169 Resultados pregunta 1.

Pregunta 2

Percepción de la apariencia externa del simulador

Las personas que evaluaron el simulador de RCP mencionaron que la apariencia externa del simulador es llamativa, debido a que ellos emplean unos torsos de silicona, por tal razón la calificación del mismo fue positiva en su totalidad como se observa en la figura 170.

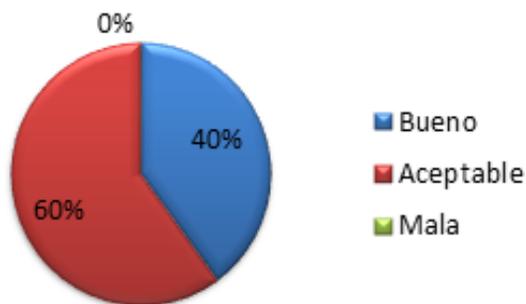


Figura 170 Resultados pregunta 2.

Pregunta 3

Percepción de la apariencia interna del simulador.

Al observar las costillas, tráquea, esófago y el resto de elementos de la estructura interna mencionaron que les pareció interesante, ver como todo se acopla y funciona en conjunto, los resultados se aprecian en la figura 171.

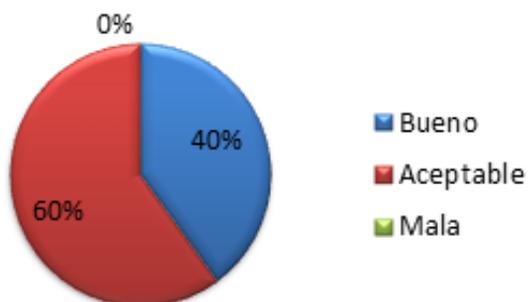


Figura 171 Resultados pregunta 3

Pregunta 4

Percepción de la apariencia de la interfaz gráfica de usuario.

La interfaz gráfica fue llamativa, mencionaron que no habían practicado en un simulador que le muestre sus resultados, por tal razón la calificación de la interfaz fue positiva (Figura 172).

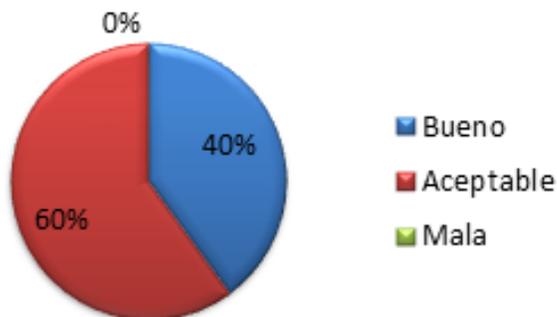


Figura 172 Resultados pregunta 4

Pregunta 5

¿Qué tan amigable le pareció el manejo de la interfaz gráfica?

Con la explicación previa de cómo usar cada una de las ventanas de la interfaz mencionaron que no fue nada difícil entender y aplicarla al momento de cada práctica, estos resultados se aprecian en la figura 173.

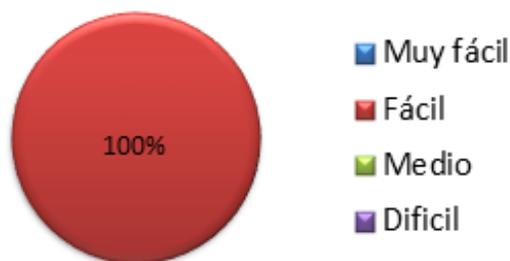


Figura 173 Resultados pregunta 5

Pregunta 6

En una escala de 1 al 10, siendo 10 el valor más alto, califique su criterio la utilidad de la interfaz de programación de escenarios clínicos.

En este caso la calificación promedio de esta pregunta fue 8.9, mencionaron que es muy útil y que sería excelente que la biblioteca de opciones en escenarios clínicos sea mucho más grande, el resultado se aprecia en la figura 174.

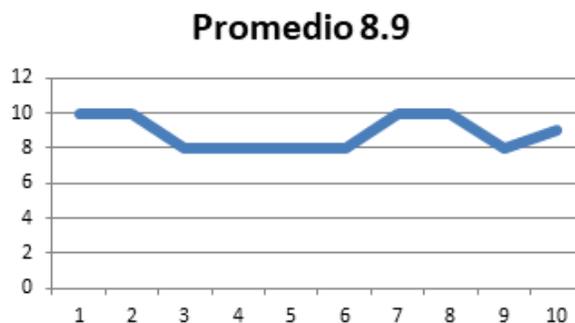


Figura 174 Resultados pregunta 6

Pregunta 7

¿La sensibilidad de los pulsos le pareció correcta?

Los practicantes dijeron que los pulsos localizados son interesantes previo a aplicar la maniobra de RCP y que su sensibilidad es buena, los resultados se aprecian en la figura 175.



Figura 175 Resultados pregunta 7

Pregunta 8

¿Ha realizado alguna vez la maniobra de RCP?

El 90 % del personal de la Cruz Roja que efectuó el RCP en el simulador mencionó haber efectuado esta maniobra, lo cual es positivo para los resultados, los datos se observan en la figura 176. La cantidad de personas que efectuaron la maniobra fueron 9.

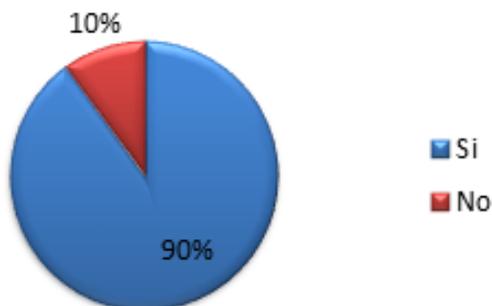


Figura 176 Resultados pregunta 8

Pregunta 9

¿La maniobra RCP realizada en el simulador se asemeja a la efectuada en una persona?

El 100 % del personal que efectuó la maniobra RCP previamente confirmó que practicar en el simulador brinda un escenario similar al real porque la fuerza necesaria para comprimir el pecho es aceptable, estos resultados se muestran en la figura 177.

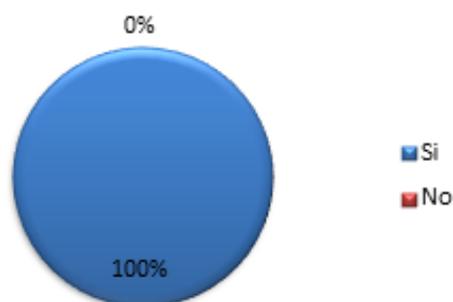


Figura 177 Resultados pregunta 9

Pregunta 10

¿La información proporcionada en la interfaz de RCP le ayuda en el entrenamiento de la maniobra?

Todo el personal que práctico RCP en el simulador mencionó que apreciar la frecuencia de las compresiones les ayuda a disminuir o aumentar la velocidad en la técnica, además comentaron que la gráfica que muestra la profundidad de las compresiones les permite ejercer una fuerza constante y adecuada para que la técnica sea correcta, estos resultados se aprecian el figura 178.

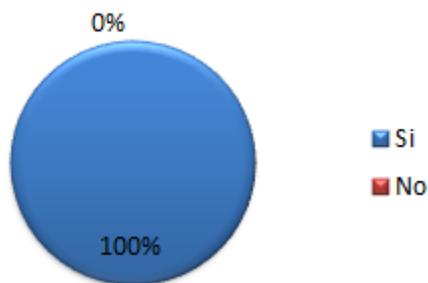


Figura 178 Resultados pregunta 10

Pregunta 11

¿Alguna vez ha realizado una intubación endotraqueal?

Los resultados de esta pregunta se observan en la figura 179 y ayuda a conocer quienes han efectuado la maniobra y servirá como dato para validar la hipótesis posteriormente. La cantidad de personas que efectuaron la maniobra fueron 7.

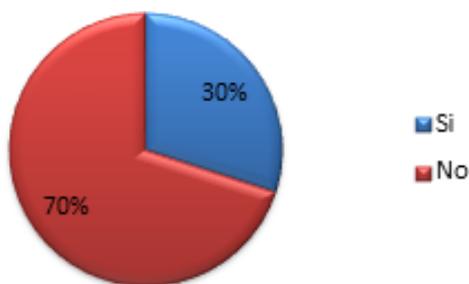


Figura 179 Resultados pregunta 11

Pregunta 12

¿La maniobra de intubación endotraqueal practicada en el simulador se asemeja a la realizada en una persona?

Todos los practicantes de intubación endotraqueal que fueron 3 mencionaron que la apertura de la mandíbula es interesante y se puede aplicar la maniobra inclinación de la cabeza elevación de la barbilla, los resultados se aprecian en la figura 180.

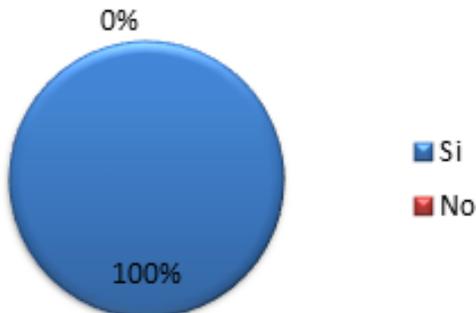


Figura 180 Resultados pregunta 12

Pregunta 13

¿Las luces indicativas de intubación endotraqueal correcta o incorrecta visualizadas en la interfaz le parecen adecuadas?

Al finalizar la práctica el personal mencionó que es interesante esta propuesta, de esta manera mientras un persona intuba al paciente otro paramédico observa la interfaz y visualiza la maniobra, si es incorrecta o correcta este le informa a quien la está efectuando, los resultados se aprecian en la figura 181.

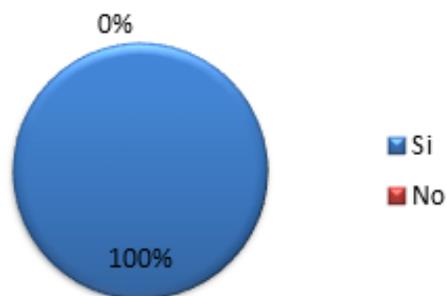


Figura 181 Resultados pregunta 13

Pregunta 14

¿Los resultados mostrados por el software fueron correctos en cualquier funcionalidad?

En este caso solo hubo inconveniente con las lecturas de las compresiones, el sensor infrarrojo presentaba ruido y se necesitaron correcciones de programación, con el resto de interfaces los resultados fueron positivos y los resultados se aprecian en la figura 182.

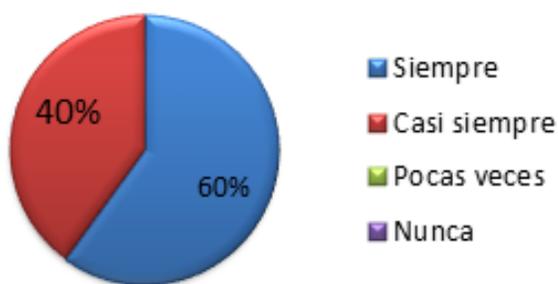


Figura 182 Resultados pregunta 14

Pregunta 15

¿Le pareció realista el movimiento del pecho?

Al activar este sistema y mover el pecho el personal mencionó que la expansión es realista y ayuda a que la funcionalidad de todo el simulador sea completa, los resultados de esta pregunta se muestra en la figura 183.

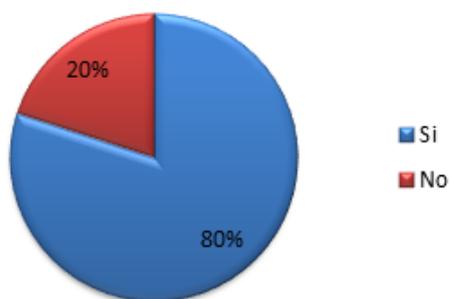


Figura 183 Resultados pregunta 15

Pregunta 16

¿Considera usted que este simulador permitirá una mejor formación para los profesionales de la salud en el Ecuador?

En este caso al personal completo le pareció una propuesta interesante porque es un simulador completamente funcional, mencionaron que es viable para practicar la maniobra RCP y verificar los resultados que se generan. La interfaz de escenarios clínicos fue llamativa y las patologías mostradas en ellas fueron aceptadas por el personal. Los resultados de esta pregunta se observan en la figura 184.

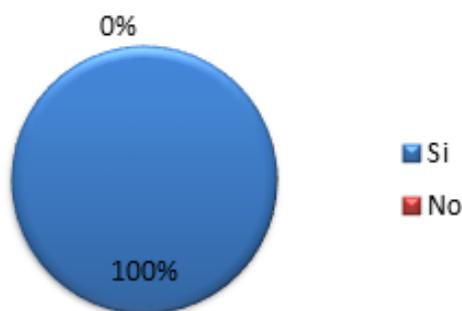


Figura 184 Resultados pregunta 16

Pregunta 17

¿Puede recomendar alguna mejora en el simulador?

Con esta pregunta se recopiló las diferentes recomendaciones escritas por el personal de la Cruz Roja que participó en la evaluación, las cuales son:

- Aumentar el tiempo de cada insuflación durante el ciclo RCP a 3 segundos.
- Mejorar la apariencia externa par que complemente la buena funcionalidad del software.

- Para el escenario de RCP identificar si las compresiones son correctas en cuestión de profundidad, si no lo es cortar el programa y que se reinicie.

6.3.2. Validación

Hipótesis

¿La construcción de un simulador robótico de reanimación cardiopulmonar en adultos, de fidelidad intermedia y equipado con un software de monitoreo y programación de escenarios clínicos, permitirá una mejor formación para los profesionales de la salud en el Ecuador?

Para validar la hipótesis se recopiló la información de las preguntas 9, 10, 12 y 16 tomando en cuenta que estas engloban aspectos importantes que en conjunto representan la hipótesis, estas características son:

- Manipulación de la estructura del simulador, realizando RCP y la maniobra de intubación endotraqueal.
- Manejo del software y comprensión de los resultados e información mostrada en la interfaz de usuario.

Observando los resultados de la tabla 12 se puede mencionar que la hipótesis es aceptada debido a que las respuestas de las preguntas son positivas y desarrollar un simulador de RCP ayudaría en la formación para los profesionales de la salud en el Ecuador.

Tabla 12

Recopilación de datos de las preguntas más relevantes de la encuesta

N.º Pregunta	Descripción	Respuestas		Cantidad de practicantes
		Sí	No	
9	¿La maniobra RCP realizada en el simulador se asemeja a la efectuada en una persona?	9	0	9
10	¿La información proporcionada en la interfaz de RCP le ayuda en el entrenamiento de la maniobra?	9	0	9
12	¿La maniobra de intubación endotraqueal practicada en el simulador se asemeja a la realizada en una persona?	3	0	3
16	¿Considera usted que este simulador permitirá una mejor formación para los profesionales de la salud en el Ecuador?	10	0	10

6.3.3. Análisis económico del proyecto

En este punto se detallan los gastos durante la elaboración del simulador RCP. En la tabla 13 se detalla el valor de cada uno de los elementos empleados.

Tabla 13

Costos de los componentes del Simulador RCP.

Cantidad	Detalle	Valor Unitario USD	Valor Total USD
Estructura anatómica			
1	Impresiones del cráneo	227	227
1	Impresiones del cuello	24	24
1	Impresiones vía respiratoria	16	16
1	Moldes (lengua, cuerdas vocales, etc.)	38	38
1	Maniquí	160	160
1	Piel	280	280

CONTINÚA 

5	Pernos 4 [mm]	0.10	0.50
Subtotal:			745.5
Estructura RCP			
1	Resorte helicoidal de compresión	25	25
1	Lámina de apoyo	3.75	3.75
1	Tapa Superior	25	25
1	Guía central	15	15
1	Tapa Base	25	25
1	Mesa de Apoyo	75	75
8	Pernos	1.25	10
Subtotal:			178.75
Sistema electrónico y de control			
1	Tarjeta Raspberry Pi 3Modelo B	105	105
1	Micro SD 32 GB	23	23
1	Arduino Nano	7	7
2	Sensor de contacto	0.80	1.60
1	Sensor SHARP GP2Y0A41SK0F	20	20
2	Micro Servo MG90S	8	16
2	Electroválvula 12 [V]	12	24
3	Motor vibrador plano	1.50	4.50
1	Rele de 2 canales	4	4
1	TIP 31 C	1.50	1.50
4	Resistencia	0.05	0.20
1	Resistencia 5 [W]	0.25	0.25
1	Fusible 500 [mA]	0.25	0.25
3	LEDs	0.20	0.60
30	Cable hembra – hembra	0.10	3

CONTINÚA 

3	Cable de timbre	0.15	0.45
1	Placa de baquelita	1.20	1.20
1	Parlante	15	15
1	Conector JACK	3.50	3.50
1	Cable USB a Micro USB	4	4
Subtotal:			235.05
Sistema Neumático			
3	Manguera 6 [mm]	1.20	3.60
6	Acople recto 6 [mm] a ¼ FPT	1.20	7.20
2	Acople T	1.75	0.50
1	Bolsa plástica	1.50	1.50
Subtotal:			12.80
Otros			
1	Silicona	30	30
4	Latas de pintura	2	8
1	Impresión para plástico	4	4
2	Velcro	1.50	3
Subtotal:			45
Materiales Varios			200
Total			1417.10

Con el valor total del proyecto que es de \$ 1417.10, se determina que es posible realizar un simulador RCP, empleando materiales disponibles en Ecuador, con buena funcionalidad y estructura anatómica.

Comparándolo con un simulador llamado “MegaCode Kelly Basic” que presenta características similares y cuyo precio es de \$ 4955 sin contar la importación, se gasta un 71% menos, determinando la viabilidad del proyecto.

CAPÍTULO VII

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1. Conclusiones

Luego de diseñar, construir y efectuar las pruebas de funcionamiento en el simulador de RCP se determina que:

- La investigación realizada acerca de la anatomía y dimensiones de las diferentes partes del cuerpo como: cráneo, torso y sistema respiratorio agilizó el diseño de la estructura del simulador, la selección de sensores, dispositivos electrónicos y mecánicos necesarios para el proyecto. El simulador construido cuenta con las características de un adulto, vía aérea y movilidad anatómicamente adecuadas, lo cual facilita la interacción con el personal de salud.
- Un estudio previo de las características que deben ser aplicadas en un RCP efectivo, como la profundidad de las compresiones y frecuencia de las mismas, facilitó el diseño de la estructura encargada de simular la resistencia del tórax frente a la ejecución de la maniobra.
- El diseño CAD de la estructura y cada uno de los componentes del simulador brindó facilidad al momento de realizar correcciones en las dimensiones de los elementos y así posicionar adecuadamente cada uno de los sensores empleados, sin comprometer el desempeño de la estructura física del simulador.
- La maniobra de intubación endotraqueal requiere del desplazamiento de la cabeza y apertura de la mandíbula, por tal razón el diseño del cráneo y sistema

respiratorio contempló estas características en la construcción y ensamble de la estructura física, sin perder las características fisiológicas plasmadas en el simulador.

- El software de control y monitoreo desarrollado para el simulador valida el diseño de los componentes mecánicos que intervienen en la maniobra de RCP e intubación endotraqueal, la cual conjuntamente con los sensores generan la información necesaria para retroalimentar cada una de las prácticas efectuadas por los estudiantes.
- La interfaz de escenarios clínicos, al ser totalmente configurable, permite a los estudiantes programar diferentes situaciones que pueden comprometer la salud de un paciente, de esta manera practican las acciones a realizar al enfrentar esas anomalías.
- Las pruebas efectuadas por el personal de la Cruz Roja, el cual está capacitado para realizar tanto la maniobra de RCP como de intubación endotraqueal, corroboraron la hipótesis, debido a que con las encuestas se confirmó la aplicabilidad del simulador implementado en la instrucción a personal de salud, así como su ayuda en la generación de destrezas.
- Finalmente, el simulador cuenta con funcionalidades equiparables a las de un simulador comercial, pero a una fracción del costo, demostrando la factibilidad de la construcción de estos equipos en el país.

7.2. Recomendaciones

Luego de haber realizado las pruebas de funcionalidad en la Cruz Roja el personal que se encargó de manipular la interfaz y la estructura del simulador de RCP mencionó que:

- La interfaz de escenarios clínicos es novedosa y ampliar la biblioteca de patologías cardíacas y sonidos potenciaría mucho más el software, lo que sería de gran utilidad para quienes emplean el simulador.
- La interfaz de RCP puede ser mejorada, incluyendo un escenario que permita identificar la profundidad de compresión, de no estar efectuando la maniobra adecuadamente el software detiene la lectura de datos y reinicia automáticamente la ejecución para que el usuario detecte cuando su práctica no es correcta.
- La apariencia física puede ser mejorada para que complemente la buena funcionalidad de la interfaz de usuario.
- Implementar sonidos de identificación para la intubación correcta e incorrecta, de esta manera el practicante puede escuchar si la maniobra fue exitosa, sin necesidad de regresar a ver en la pantalla.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAM. (2018). *MedlinePlus*. Obtenido de Arritmias: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001101.htm>
- ADAM Health. (30 de Abril de 2018). *MedlinePlus*. Obtenido de Cambios en los pulmones con la edad: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/004011.htm>
- Aliaga, M. (15 de Mayo de 2017). *ONsalus*. Obtenido de Bradicardia sinusal: causas, síntomas y tratamiento: https://www.onsalus.com/bradicardia-sinusal-causas-sintomas-y-tratamiento-18824.html#anchor_0
- Allina Health. (2015). Obtenido de La forma de tomar el pulso: https://www.allinahealth.org/mdex_sp/sd2501g.htm
- American Heart Association. (2015). *Aspectos destacados de la actualización de las Guías de la AHA para RCP y ACE de 2015*. Dallas, Texas.
- Arámburu, C. (8 de Diciembre de 2017). *Sapiens Medicus*. Obtenido de Arritmias Cardíacas: Las 5 Que Debes Saber Identificar En El ECG: <https://sapiensmedicus.org/ecg-las-5-arritmias-que-debes-saber-identificar/>
- Arcos, M., & Castro, V. (2016). Publicación. *Cuidado integral del paciente en clínica de simulación. Aplicación de casos clínicos en enfermería*. Quito, Pichincha, Ecuador: EDIMEC.
- Arduino. (2017). Obtenido de Arduino NANO: <http://arduino.cl/arduino-nano/>
- Argentina.gob.ar. (2017). *RCP en adultos*. Obtenido de <https://www.argentina.gob.ar/salud/primerosauxilios/rcp/adultos>
- Arriba Salud. (2017). *Arriba Salud*. Obtenido de Fibrilación Auricular: definición, tipos, síntomas, diagnóstico, causas y tratamiento: <https://arribasalud.com/fibrilacion-auricular/#.WxrGRYpKjIU>
- Artigas, O. (11 de Junio de 2018). *Elsevier*. Obtenido de La intubación endotraqueal: <http://www.elsevier.es>
- Ballús, P. (1998). *Enciclopedia estudiantil LEXUS*. Barcelona: THEMA EQUIPO EDITORIAL, S.A.
- Barrachina, E., Blanco, C., & Gómez, J. (2013). *Resucitación Cardiopulmonar Básica e Instrumental*. Madrid.

- BBVA. (9 de Agosto de 2016). Obtenido de Ventajas e inconvenientes de Python y R para la ciencia de datos: <https://bbvaopen4u.com/es/actualidad/ventajas-e-inconvenientes-de-python-y-r-para-la-ciencia-de-datos>
- Blaus, B. (2018). *Wikipedia*. Obtenido de Anatomía de la tráquea: https://es.wikipedia.org/wiki/Tr%C3%A1quea#/media/File:Blausen_0865_TracheaAnatomy-es.png
- BrigadaCC. (24 de Junio de 2010). Obtenido de SIGNOS VITALES: <https://brigadacentroconstruccion.blogspot.com/2010/06/signos-vitales.html>
- Campos, F. (22 de Diciembre de 2011). *Formación en emergencias*. Obtenido de ¿Porqué conectar el oxígeno al balón resucitador autohinchable (Ambú®)?: <http://formacionenemergencias.blogspot.com/2011/12/porque-conectar-el-oxigeno-al-balon.html>
- Celleri, A. (Mayo de 2014). Tesis. *Ensayos de Fatiga por Flexión en Acero ASTM – A36 y Acero ASTM – A36 con Recubrimiento de Acero Inoxidable AISI-304 por Termorociado*. Quito, Pichincha, Ecuador.
- CGE. (2016). *Centro de Capacitación en Salud*. Obtenido de <http://consultingroupecuador.com/CGE/>
- CICAT Salud. (5 de Junio de 2012). *Slideshare*. Obtenido de Cuidado enfermero en la vía aérea artificial - CICAT-SALUD: <https://es.slideshare.net/cicatsalud/cuidado-enfermero-en-la-va-area-artificial-cicatsalud>
- Clinica DAM. (23 de Enero de 2018). *Reanimación cardiopulmonar en adultos*. Obtenido de <https://www.clinicadam.com/salud/5/000013.html>
- Corvetto, M., Bravo, M. P., Montaña, R., Utili, F., & Escudero, E. (2013). Simulación en educación médica: una sinopsis. *Rev Med Chile*, 70-79.
- EIFE. (14 de Mayo de 2016). Obtenido de Maniobra: TRACCIÓN MANDIBULAR: <https://eifeoidetam.wordpress.com/2016/05/14/maniobra-traccion-mandibular/>
- Electroniclab. (2018). Obtenido de Micro Servo SG90 TowerPro: <https://electronilab.co/tienda/micro-servo-9g-towerpro/>
- ELECTRONICLAB. (2018). *Modulo relé de 2 canales*. Obtenido de <https://electronilab.co/tienda/modulo-rele-de-2-canales-salidas-optoacopladas/>
- Emergalia. (2017). Obtenido de Maniquí con anatomía de la vía aérea: <https://www.emergalia.com/articulo.php?i=175>
- Enciclopedia de conceptos. (2018). Obtenido de Pulso: <http://concepto.de/pulso/>

- FICTICIUM. (2017). *Motor plano vibrador*. Obtenido de <https://www.ficticium.com.mx/collections/motor-vibrador/products/geromv00>
- Galindo, J., & Visbal, L. (05 de 2010). *Scielo.org*. Obtenido de Simulación, herramienta para la educación médica: <http://www.scielo.org.co/pdf/sun/v23n1/v23n1a09.pdf>
- García, A. (2 de Diciembre de 2016). *Panamahitek*. Obtenido de ¿Qué es y cómo funciona un servomotor?: <http://panamahitek.com/que-es-y-como-funciona-un-servomotor/>
- GERCPPYN. (18 de 05 de 2014). *GRUPO ESPAÑOL DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PEDIATRICA Y NEONATAL*. Obtenido de HISTORIA DE LA REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR: <http://www.rcppediatria.org>
- Gómez, J., Melo, L., Orozco, Y., Chicangana, G., & Osorio, D. (2016). Estimación de la longitud óptima de inserción del tubo orotraqueal en adultos. *ELSEVIER*, 230-235.
- GrabCAD. (30 de Octubre de 2015). *SKULL SKELETON*. Obtenido de <https://grabcad.com/library/skull-15>
- Guía prehospitalaria. (1 de Junio de 2018). Obtenido de Conociendo el Laringoscopio: <http://www.guiaprehospitalaria.com/2014/12/el-laringoscopio.html>
- Hamrock, B., Jacobson, B., & Schmid, S. (2000). *Elementos de Máquinas*. México, D.F.: INTERAMERICANA EDITORES, S. A. de C. V.
- Hernández, J. (Octubre de 2016). *Researchgate*. Obtenido de Arritmias cardíacas: https://www.researchgate.net/publication/309033819_Arritmias_cardiacas
- Inneco, D. (22 de Noviembre de 2017). *eSalud*. Obtenido de Bradicardia sinusal: <https://www.esalud.com/bradicardia-sinusal/>
- Kovacevic, N. (27 de Mayo de 2015). *Nicolak*. Obtenido de PyQt: Getting started with PyQt and Qt Designer: <https://nikolak.com/pyqt-qt-designer-getting-started/>
- Laerdal. (2014). *SimMan 3G, Technical Service Manual*. España.
- Laerdal. (2014). Technical Service Manual. *SimMan 3G TM*.
- Laerdal. (2017). *Lerdal: helping save lives*. Obtenido de Maniqués de RCP: <http://www.laerdal.com/la/nav/192/Maniquies-de-RCP>
- Latarjet, M., & Ruiz, A. (2011). *Anatomía Humana*. Buenos Aires: Panamericana.
- Life Care Solutions. (2018). Obtenido de TUBO ENDOTRAQUEAL: <http://www.lifecaresolutions.com.co/tubo-endotraqueal/>

- Llamas, L. (14 de Junio de 2016). Obtenido de MEDIR DISTANCIAS CON ARDUINO Y SENSOR SHARP: <https://www.luisllamas.es/arduino-sharp-gp2y0a02yk0f/>
- Llobell, F., Madrid, V., Santos, P., & Charco, P. (2005). *Anatomía de la vía aerea*. Mallorca.
- Lynch, P. (7 de Junio de 2018). *Wikipedia*. Obtenido de Pulmones: <https://es.wikipedia.org/wiki/Pulmones>
- MacGill, M. (21 de Enero de 2016). *Medical News Today*. Obtenido de ¿Qué es la frecuencia cardiaca? ¿Cuál es la normal?: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/291182.php>
- Mas, M. J. (12 de 05 de 2013). *Neuropediatra*. Obtenido de Perímetro cefálico: <https://neuropediatra.org/2013/05/12/perimetro-cefalico/>
- Mayo Clinic. (Febrero de 2017). *Mayo Clinic*. Obtenido de Taquicardia supraventricular: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/supraventricular-tachycardia/symptoms-causes/syc-20355243>
- MedicalExpo. (2018). *COMPRESOR PARA ODONTOLOGÍA BD-101A*. Obtenido de <http://www.medicaexpo.es/prod/best-dent-equipment-co-limited/product-75014-471682.html>
- MedlinePlus. (30 de Abril de 2018). *Medline Plus*. Obtenido de Intubación endotraqueal: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003449.htm>
- Mitchell, B. (2018). *Manual MSD*. Obtenido de Introducción a las arritmias: <https://www.msdmanuals.com/es-ec/hogar/trastornos-del-corazón-y-los-vasos-sanguíneos/arritmias/introducción-a-las-arritmias>
- Morales, M., Reyes, D., & Vargas, A. (2017). *Facmed. INTUBACIÓN ENDOTRAQUEAL*. Ciudad de México, México: UNAM. Obtenido de <http://paginas.facmed.unam.mx/deptos/icm/images/cecam/01.p.medicos/INTUBACION-ENDOTRAQUEAL.pdf>
- My EKG. (10 de Junio de 2018). *Disfunción o Enfermedad del Nodo Sinusal*. Obtenido de <http://www.my-ekg.com/arritmias-cardiacas/bradiarritmias-nodo-sinusal.html>
- Narváez, M. (04 de 07 de 2015). *CONACYT*. Obtenido de Centro de Simulaciones Médicas: implementación tecnológica para el aprendizaje práctico: <http://www.conacytprensa.mx/index.php/ciencia/salud/2755-centro-de-simulaciones-medicas-implementacion-tecnologica-para-el-aprendizaje-practico>
- Naylamp. (28 de Septiembre de 2016). Obtenido de Tutorial Sensor de Distancia SHARP: https://naylampmechatronics.com/blog/55_tutorial-sensor-de-distancia-sharp.html

- NBDC. (2011). *National Bioscience Database Center*. Obtenido de Body Parts 3D / Anatomography: <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>
- NIDCD. (6 de Marzo de 2017). Obtenido de Parálisis de las cuerdas vocales: <https://www.nidcd.nih.gov/es/espanol/paralisis-de-las-cuerdas-vocales>
- Ortiz, G., Granado, C., & Mesa, M. (2016). *SEORL*. Obtenido de ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DEL ESÓFAGO: <http://seorl.net/PDF/cabeza%20cuello%20y%20plastica/135%20-%20ANATOM%C3%8DA%20Y%20FISIOLOG%C3%8DA%20DEL%20ES%C3%93FAGO.pdf>
- Pololu. (2018). Obtenido de El sensor de distancia analógico Sharp : <https://www.pololu.com/product/2464>
- Practical Clinical Skills. (2017). *Bradycardia Sinusal*. Obtenido de <https://www.practicalclinicalskills.com/ekg-reference-guide-details-es?lessonid=3>
- Prades, J., & Chardon, S. (2000). *Anatomía y fisiología de la tráquea*. Obtenido de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1632347500719722>
- PreventionWorld. (2017). *Maniquí Profesional de Formación RCP Adulto*. Obtenido de <https://prevention-world.com/tienda/primeros-auxilios/simuladores/maniqui-profesional-formacion-rcp-adulto.html>
- Python. (2018). *Python Software Foundation*. Obtenido de <https://www.python.org/>
- Raspberry. (2017). Obtenido de ¿Qué podemos hacer con la Raspberry Pi?: <https://www.raspberrypi.org/es/que-es-raspberry-pi.php>
- RASPBERRY PI FOUNDATION. (2017). Obtenido de RASPBERRY PI 3 MODEL B: <https://www.raspberrypi.org/products/raspberry-pi-3-model-b/>
- Raviprakash, K. (26 de Abril de 2006). *ECG simulation using MATLAB*. Obtenido de <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/10858-ecg-simulation-using-matlab>
- Reiriz, J. (06 de Julio de 2009). *SISTEMA RESPIRATORIO: ANATOMÍA*. Obtenido de <https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/97/Sistema%20respiratorio.pdf?1358605430>
- Rivera, J. (18 de Diciembre de 2012). *Anatomía y Fisiología de la laringe*. Obtenido de <https://es.slideshare.net/lisbethborja/anatomia-y-fisiologia-de-la-laringe>
- Rossiter, A. (2012). *Bupa Salud*. Obtenido de Taquicardia Ventricular, Arritmias: <https://www.bupasalud.com/contenido/salud-bienestar/vida-bupa/taquicardia-ventricular#Sobre%20la%20taquicardia%20ventricular>

- Serdar, C. (8 de Enero de 2016). *depositphotos*. Obtenido de Intubación Orotraquel: <https://br.depositphotos.com/95115970/stock-illustration-technique-of-tubal-intubation.html>
- SSYF. (2016). Obtenido de Anatomía y fisiología cardiopulmonar: <https://ssyf.ua.es/es/formacion/documentos/cursos-programados/2013/desfibriladores/anatomia-y-fisiologia-cardiopulmonar.pdf>
- Taquicardia.info. (2018). *Taquicardia Supraventricular*. Obtenido de <http://taquicardia.info/supraventricular/>
- Tortora, G. J., & Derrickson, B. (2006). *Principios de Anatomía y Fisiología*. Buenos Aires: Panamericana.
- USAL. (2014). *INTUBACIÓN ENDOTRAQUEAL EN PACIENTES*. Obtenido de http://medi.usal.edu.ar/archivos/medi/docs/manual_de_procedimientos_intubacion_endotraqueal.pdf
- USLA. (2016). *PyAr*. Obtenido de Interfaces Gráficas (GUI): <http://www.python.org.ar/wiki/InterfacesGraficas>
- Valencia, C. (2013). Tesis. *REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PARA LA COMUNIDAD, UNA NUEVA FORMA DE COMUNICACIÓN PARA LA VIDA*. Pereira, Colombia: UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE PEREIRA.
- Vera, C. (5 de Marzo de 2017). *Slideshare*. Obtenido de Fisiología Respiratoria : <https://www.slideshare.net/CarlosAparicio8/clase-2-fisiologia-respiratoria>
- Vinueza, D. (18 de 02 de 2015). *Andes*. Obtenido de Formación en Medicina, uno de los pilares de la Universidad Central del Ecuador: <http://www.andes.info.ec/es/noticias/formacion-medicina-uno-pilares-universidad-central-ecuador.html>

ANEXOS



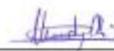
ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA Y MECÁNICA
CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

CERTIFICACIÓN

Se certifica que el siguiente trabajo fue desarrollado por los señores: **ROSERO PLÚA, FELIPE MIGUEL** y **FREIRE FIALLOS, ADRIÁN ANTONIO**.

En la ciudad de Latacunga a los **31 días del mes de agosto del 2018**.


Ing. Nathaly Rea
DIRECTORA DEL PROYECTO

Aprobado por:


Ing. Vicente Halló
DIRECTOR DE CARRERA


Dr. Rodrigo Vaca
SECRETARIO ACADÉMICO