



# **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 PROTOTIPO  
MECATRÓNICO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PARA  
MEJORAR LA EFICACIA DE LA EJECUCIÓN DE ESTA  
MANIOBRA EN ATENCIÓN PRE HOSPITALARIA PARA CRUZ  
ROJA ECUATORIANA JUNTA PROVINCIAL DE IMBABURA.**

**AUTORES:**

**GAMBOA PROAÑO, RICARDO JAVIER  
SALAZAR MONTALVO, PABLO PATRICIO**

**DIRECTOR:**

**ING. REA MINANGO, SYLVIA NATHALY**

**LATACUNGA**

**2019**

**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 PROTOTIPO MECATRÓNICO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PARA MEJORAR LA EFICACIA DE LA EJECUCIÓN DE ESTA MANIOBRA EN ATENCIÓN PRE HOSPITALARIA PARA CRUZ ROJA ECUATORIANA JUNTA PROVINCIAL DE IMBABURA**” fue realizado por los señores **Gamboa Proaño, Ricardo Javier y Salazar Montalvo, Pablo Patricio**, el mismo ha sido revisado en su totalidad, analizado por la herramienta de verificación de similitud de contenido; por lo tanto cumple con los requisitos teóricos, científicos, técnicos, metodológicos y legales establecidos por la Universidad de Fuerzas Armadas ESPE, razón por la cual me permito acreditarlo y autorizar para que lo sustente públicamente.

Latacunga, 12 de julio del 2019



Ing. Nathaly Rea

C.C.: 1721261921

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


**AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD**

Nosotros, **Gamboa Proaño, Ricardo Javier** y **Salazar Montalvo, Pablo Patricio** declaramos que el contenido, ideas y criterios del trabajo de titulación “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MECATRÓNICO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PARA MEJORAR LA EFICACIA DE LA EJECUCIÓN DE ESTA MANIOBRA EN ATENCIÓN PRE HOSPITALARIA PARA CRUZ ROJA ECUATORIANA JUNTA PROVINCIAL DE IMBABURA**” 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, 12 de julio del 2019



.....  
Gamboa Proaño, Ricardo Javier  
C.C.: 1722256854



.....  
Salazar Montalvo, Pablo Patricio  
C.C.: 1003658349



# ESPE

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

iii


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

**AUTORIZACIÓN**

Nosotros, **Gamboa Proaño, Ricardo Javier y Salazar Montalvo, Pablo Patricio**, autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE publicar el trabajo de titulación: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO MECATRÓNICO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR PARA MEJORAR LA EFICACIA DE LA EJECUCIÓN DE ESTA MANIOBRA EN ATENCIÓN PRE HOSPITALARIA PARA CRUZ ROJA ECUATORIANA JUNTA PROVINCIAL DE IMBABURA”** en el repositorio Institucional, cuyo contenido, ideas y criterios de nuestra responsabilidad.

Latacunga, 12 de julio del 2019

  
.....  
Gamboa Proaño, Ricardo Javier  
C.C.: 1722256854

  
.....  
Salazar Montalvo, Pablo Patricio  
C.C.: 1003658349

## **DEDICATORIA**

Dedico este proyecto a mi madre que siempre ha estado ahí en todos los momentos de mi vida apoyándome en todos los aspectos, que a ella le fue posible, por lo que ha sido un gran modelo a seguir, y pese a que no se encuentre más conmigo le doy gracias a mi padre, por su ejemplo de perseverancia y necesidad que me ha servido para llegar hasta este punto de mi vida. A mis hermanos Marco, Sergio, Marcia y Betty que han estado ahí en los momentos que los he necesitado. A mis amigos en general, y en especial a Andrés y David que fueron importantes para alcanzar este objetivo.

**Ricardo**

Dedico este proyecto de titulación principalmente a mi padre que me ha apoyado siempre y me ha ayudado en todo lo que he necesitado, ha sido mi modelo a seguir y la razón por la cual me he esforzado tanto para convertirme en la persona que soy ahora, a mi madre, quien fue mi gran inspiración para seguir adelante pese a que ya no se encuentre a mi lado, a mi familia en general, por apoyarme en lo posible. A todos mis amigos que siempre han estado ahí y han sido de gran importancia en el transcurso de mi vida, ya que sin ellos no hubiera sido posible alcanzar esta meta.

**Pablo**

## **AGRADECIMIENTO**

Agradecemos 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, ánimos y buenos consejos se pudo alcanzar el final de una etapa más propuesta en nuestra vida.

A nuestra tutora, y amiga Ing. Nathaly Rea por su dedicación, paciencia, esfuerzo y colaboración durante el tiempo en el que se logró desarrollar este trabajo.

A la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura, por su apoyo y por darnos apertura para la realización de este proyecto.

A nuestros amigos que nos acompañaron desde el inicio hasta el final de esta travesía llamada ingeniería, brindándonos su valiosa amistad y apoyo.

## ÍNDICE DE CONTENIDOS

### CARÁTULA

CERTIFICACIÓN .....	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD.....	ii
AUTORIZACIÓN .....	iii
DEDICATORIA.....	iv
AGRADECIMIENTO .....	v
ÍNDICE DECONTENIDOS.....	vi
ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE FIGURAS .....	xii
ÍNDICE DE ECUACIONES.....	xvi
RESUMEN .....	xviii
ABSTRACT.....	xix

### CAPÍTULO I

#### GENERALIDADES

1.1. Introducción.....	1
1.2. Antecedentes .....	1
1.3. Planteamiento del problema.....	3
1.4. Descripción resumida del proyecto .....	4
1.5. Justificación e importancia .....	5
1.6. Objetivos .....	7
1.6.1. Objetivo General.....	7
1.6.2. Objetivos Específicos .....	7
1.7. Hipótesis .....	7

### CAPÍTULO II

#### FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN

2.1. Signos vitales relacionados al sistema circulatorio.....	8
2.1.1. Frecuencia cardíaca .....	8
2.1.2. Pulso .....	8

2.2.	Paro cardiorrespiratorio .....	9
2.3.	Causa del PCR.....	9
2.4.	Reanimación cardiopulmonar (RCP). .....	10
2.4.1.	Protocolos de RCP .....	10
2.5.	Cadena de supervivencia. ....	13
2.6.	Complicaciones de la RCP.....	13
2.7.	Materiales permitidos para el uso de procedimientos no invasivos. ....	14
2.8.	Dispositivos mecánicos de Reanimación Cardiopulmonar.....	14
2.9.	Componentes neumáticos.....	16
2.9.1.	Cálculo de la fuerza de cilindros neumáticos.....	18
2.9.2.	Cálculo del consumo de aire de cilindros neumáticos.....	19
2.10.	Válvulas distribuidoras.....	19
2.11.	Sistema electrónico .....	22
2.11.1.	Tarjeta electrónica STM32F103C.....	22
2.11.2.	Arduino NANO.....	23
2.11.3.	Sensor Sharp.....	25
2.11.4.	Celda de carga con un solo punto. ....	27
2.11.5.	Transmisor de celda de cara HX711. ....	28
2.11.6.	Sensor de Fuerza FSR.....	29
2.11.7.	Actuador eléctrico lineal. ....	30

### **CAPÍTULO III**

#### **DISEÑO DEL PROTOTIPO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR**

3.1.	Selección de componentes.....	31
3.1.1.	Selección de actuadores. ....	31
3.1.2.	Selección de elementos electrónicos. ....	35
3.2.	Diseño del sistema neumático .....	43
3.3.	Análisis de elementos mecánicos.....	57
3.3.1.	Detalle estructural de los brazos.....	57
3.3.2.	Detalle estructural de placas principales .....	58
3.3.3.	Detalle cilindro neumático y tornillo sinfín.....	58
3.3.4.	Detalle tabla dorsal.....	59



3.3.5. Análisis estructural .....	59
3.4 Diseño del sistema electrónico.....	70
3.4.1. PCB's.....	70
3.4.2. Ensamblaje del sistema electrónico para la ejecución de compresiones torácicas.....	74
3.4.3. Ensamblaje del sistema electrónico de la tabla dorsal.....	75

## **CAPÍTULO IV**

### **DISEÑO DEL PROTOTIPO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR**

4.1. Construcción y ensamble de las diferentes piezas del prototipo de reanimación cardiopulmonar y de su sistema mecánico.....	77
4.1.1. Subsistema de actuadores (tornillo sinfín y cilindro neumático).....	77
4.1.2. Sistema de sujeción de actuadores.....	80
4.1.3. Sistema de fijación del prototipo a la tabla dorsal.....	81
4.1.4. Tabla dorsal.....	83
4.2. Recubrimiento de los sistemas mecánicos del prototipo de reanimación cardiopulmonar.....	84
4.3. Implementación del sistema electrónico.....	86

## **CAPÍTULO V**

### **ELABORACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL**

5.1. Interfaz gráfica.....	91
5.2. Configuración de tarjetas y software de desarrollo .....	93
5.3. Desarrollo del código.....	94
5.3.1.Código de la tarjeta de control.....	94
5.3.2.Código utilizado en Arduino NANO para RTC y lector microSD.....	100
5.3.3.Código utilizado en Arduino Nano y sensor de fuerza.....	101

## **CAPÍTULO VI**

### **PRUEBAS Y RESULTADOS**

6.1. Evaluación del prototipo de equipo automatizado de reanimación cardiopulmonar por profesionales en el área.....	103
--	-----

6.1.1. Preparación para las pruebas.....	103
6.1.2. Resultados de tiempo de respuesta de colocación del prototipo de reanimación cardiopulmonar.....	105
6.1.3. Resultados de parámetros en la aplicación de RCP mediante el uso del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar.....	108
6.2.1. Tabulación de encuestas.....	113
6.5. Análisis económico del proyecto .....	122

## **CAPÍTULO VII**

### **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

7.1. Conclusiones.....	124
7.2. Recomendaciones.....	127

<b>REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....</b>	<b>129</b>
--	------------

<b>ANEXOS.....</b>	<b>136</b>
--------------------	------------

**ANEXO A Propiedades del aire a 1 atmósfera de presión**

**ANEXO B Valores típicos de coeficientes de seguridad**

**ANEXO C Tabla de valores T-student**

**ANEXO D Encuestas**

**ANEXO E Láminas del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar**

**ANEXO F Carta de conformidad del proyecto**

**ANEXO G Manual de uso y mantenimiento**

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1</b>	<i>Valores normales del pulso.</i>	9
<b>Tabla 2</b>	<i>Designación de vías en una válvula distribuidora.</i>	20
<b>Tabla 3</b>	<i>Accionamientos de válvulas neumáticas.</i>	21
<b>Tabla 4</b>	<i>Características técnicas de la tarjeta STM32F103C.</i>	22
<b>Tabla 5</b>	<i>Características técnicas Arduino NANO.</i>	24
<b>Tabla 6</b>	<i>Características técnicas del actuador lineal.</i>	30
<b>Tabla 7</b>	<i>Características técnicas de actuadores existentes en el mercado 12[VDC].</i>	32
<b>Tabla 8</b>	<i>Ventajas y desventajas de cilindros neumáticos de simple y doble efecto.</i>	34
<b>Tabla 9</b>	<i>Especificaciones técnicas de las tarjetas de control.</i>	36
<b>Tabla 10</b>	<i>Especificaciones técnicas de la electroválvula 5/2.</i>	37
<b>Tabla 11</b>	<i>Especificaciones técnicas de sensores implementados en el prototipo de reanimación cardiopulmonar.</i>	38
<b>Tabla 12</b>	<i>Especificaciones técnicas del motor a pasos NEMA 17.</i>	39
<b>Tabla 13</b>	<i>Características técnicas de drivers de control de motor a pasos existentes en el mercado.</i>	40
<b>Tabla 14</b>	<i>Especificaciones técnicas de los indicadores.</i>	41
<b>Tabla 15</b>	<i>Consumo de corriente de cada elemento.</i>	41
<b>Tabla 16</b>	<i>Especificaciones técnicas de la batería de alimentación.</i>	43
<b>Tabla 17</b>	<i>Especificaciones técnicas de sistemas de conexión y reguladores de presión.</i>	53
<b>Tabla 18</b>	<i>Materiales implementados para la construcción del subsistema tornillo sinfín y cilindro neumático.</i>	78
<b>Tabla 19</b>	<i>Materiales implementados para la construcción del sistema de sujeción tornillo sinfín y cilindro neumático.</i>	80
<b>Tabla 20</b>	<i>Materiales implementados para la construcción del sistema de fijación del prototipo.</i>	82

<b>Tabla 21</b>	<i>Materiales para la construcción de la tabla dorsal.....</i>	<b>84</b>
<b>Tabla 22</b>	<i>Lista de componentes electrónicos internos implementados en el sistema de compresión torácica. ....</i>	<b>87</b>
<b>Tabla 23</b>	<i>Lista de componentes electrónicos externos para la ejecución del sistema de compresión torácica. ....</i>	<b>88</b>
<b>Tabla 24</b>	<i>Lista de componentes electrónicos de la tabla dorsal.....</i>	<b>89</b>
<b>Tabla 25</b>	<i>Pruebas tiempo de colocación .....</i>	<b>105</b>
<b>Tabla 27</b>	<i>Reglas de decisión para aceptación o rechazo de la hipótesis. ....</i>	<b>106</b>
<b>Tabla 28</b>	<i>Prueba de profundidad de compresiones.....</i>	<b>109</b>
<b>Tabla 30</b>	<i>Prueba fuerza de compresiones.....</i>	<b>111</b>
<b>Tabla 32</b>	<i>Resultados de la pregunta 6.....</i>	<b>118</b>
<b>Tabla 33</b>	<i>Análisis económico de materiales implementados.....</i>	<b>122</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Posición correcta para RCP.....	11
<b>Figura 2.</b> Algoritmo de RCP en adultos.....	12
<b>Figura 3.</b> Cadena de supervivencia. ....	13
<b>Figura 4.</b> AutoPulse™. ....	15
<b>Figura 5.</b> LUCAS CPR. ....	15
<b>Figura 6.</b> Tasa de daño grave producido por el uso de los dispositivos mecánicos de RCP. ....	16
<b>Figura 7.</b> Componentes de un cilindro de doble efecto.....	17
<b>Figura 8.</b> Componentes de un cilindro de simple efecto. ....	18
<b>Figura 9.</b> Designación de vías. ....	20
<b>Figura 10.</b> Simbología de válvulas distribuidoras.....	21
<b>Figura 11.</b> Pinout STM32F103.....	23
<b>Figura 12.</b> Pinout Arduino NANO.....	25
<b>Figura 13.</b> Sensor SHARP.....	26
<b>Figura 14.</b> Rango estable e inestable del sensor SHARP.....	26
<b>Figura 15.</b> Celda de carga con solo punto. ....	27
<b>Figura 16.</b> Puente de Wheastone. ....	28
<b>Figura 17.</b> Módulo HX711.....	29
<b>Figura 18.</b> Sensor fuerza FSR interlink 406.....	29
<b>Figura 19.</b> Tornillo sinfín y motor a pasos NEMA 17.....	30
<b>Figura 20.</b> Circuito neumático. ....	44
<b>Figura 21.</b> Valor de longitud de pandeo, con distintas sujeciones. ....	46
<b>Figura 22.</b> Partes principales del prototipo de RCP. ....	57
<b>Figura 23.</b> Estructura brazos.....	57

<b>Figura 24.</b> Estructura placas principales.....	58
<b>Figura 25.</b> Sistema de actuadores.....	58
<b>Figura 26.</b> Tabla dorsal.....	59
<b>Figura 27.</b> Diagrama de fuerzas que actúan en el tornillo al elevar carga.....	60
<b>Figura 28.</b> Análisis de esfuerzos de Von-Mises de la estructura principal interna. ..	65
<b>Figura 29.</b> Análisis de desplazamientos producidos en la estructura interna.....	65
<b>Figura 30.</b> Análisis de factor de seguridad.....	66
<b>Figura 31.</b> Curva S-N para aleación de aluminio y acero.....	67
<b>Figura 32.</b> Análisis pieza de compresión torácica.....	67
<b>Figura 33.</b> Desplazamiento de la pieza de compresión.....	68
<b>Figura 34.</b> Análisis de esfuerzos tabla dorsal.....	69
<b>Figura 35.</b> Desplazamientos tabla dorsal.....	69
<b>Figura 36.</b> Factor de seguridad tabla dorsal.....	70
<b>Figura 37.</b> Esquemático de conexiones para la ejecución de compresiones torácicas.....	71
<b>Figura 38.</b> Diseño de PCB para ejecución de compresiones torácicas.....	72
<b>Figura 39.</b> Esquemático de conexiones para sensor de Fuerza.....	73
<b>Figura 40.</b> Diseño PCB de la tarjeta para la tabla dorsal.....	73
<b>Figura 41.</b> Montaje de elementos electrónicos para la ejecución de las compresiones torácica (parte 1).....	74
<b>Figura 42.</b> Montaje de elementos electrónicos para la ejecución de las compresiones torácica (parte 2).....	75
<b>Figura 43.</b> Montaje de elementos electrónicos para la lectura de la fuerza proporcionada por el sistema de compresión torácica.....	76
<b>Figura 44.</b> Vista en explosión del subsistema de sujeción tornillo sinfín y cilindro neumático.....	78
<b>Figura 45.</b> Subsistema de sujeción tornillo sinfin y cilindro neumático.....	79

<b>Figura 46.</b> Vista a explosión del sistema de sujeción de actuadores. ....	80
<b>Figura 47.</b> Sistema de sujeción de tornillo sinfin y cilindro neumático. ....	81
<b>Figura 48.</b> Vista a explosión del sistema de fijación del prototipo a la tabla dorsal..	82
<b>Figura 49.</b> Sistema de fijación del prototipo a la tabla dorsal. ....	83
<b>Figura 50.</b> Vista a explosión de la tabla dorsal. ....	83
<b>Figura 51.</b> Tabla dorsal. ....	84
<b>Figura 52.</b> Recubrimiento con fibra de vidrio de los sistemas mecánicos. ....	85
<b>Figura 53.</b> Prototipo pintado. ....	86
<b>Figura 54.</b> Implementación del sistema electrónico interno para la ejecución de compresiones torácicas. ....	87
<b>Figura 55.</b> Elementos electrónicos externos para el funcionamiento del sistema de compresión torácica. ....	88
<b>Figura 56.</b> Componentes electrónicos internos de la tabla dorsal. ....	89
<b>Figura 57.</b> Ventana inicial. ....	92
<b>Figura 58.</b> Ventana profundidad. ....	92
<b>Figura 59.</b> Ventana de menú. ....	93
<b>Figura 60.</b> Ventana de Información. ....	93
<b>Figura 61.</b> Diagrama de flujo del sistema de compresión torácica (parte 1). ....	95
<b>Figura 62.</b> Diagrama de flujo del sistema de compresión torácica (parte 2). ....	96
<b>Figura 63.</b> Inclusión de librerías y creación de objetos. ....	97
<b>Figura 64.</b> Curva de respuesta del sensor SHARP. ....	98
<b>Figura 65.</b> Programación sensor SHARP. ....	99
<b>Figura 66.</b> Función de activación de electroválvula. ....	99
<b>Figura 67.</b> Lectura de datos por puerto serie. ....	100
<b>Figura 68.</b> Lectura de datos por puerto Serial en Arduino NANO. ....	100
<b>Figura 69.</b> Transmisión de datos del reloj DS3231. ....	100

<b>Figura 70.</b> Guardar datos en microSD. ....	101
<b>Figura 71.</b> Creación de objetos balanza y OLED de cada clase. ....	101
<b>Figura 72.</b> Configuración inicial sensor fuerza. ....	102
<b>Figura 73.</b> Colocación del paciente en la tabla dorsal. ....	104
<b>Figura 74.</b> Colocación del sistema de compresión torácica en la tabla dorsal. ....	104
<b>Figura 75.</b> Gráfica compresiones dadas por el prototipo / compresiones dadas manualmente. ....	113
<b>Figura 76 .</b> Resultados de la pregunta 1. ....	114
<b>Figura 77.</b> Resultados de la pregunta 2. ....	115
<b>Figura 78.</b> Resultados de la pregunta 3. ....	116
<b>Figura 79.</b> Resultados de la pregunta 4. ....	117
<b>Figura 80.</b> Resultados de la pregunta 5. ....	118
<b>Figura 81.</b> Resultados de la pregunta 7. ....	120
<b>Figura 82.</b> Resultados de la pregunta 8. ....	121



## ÍNDICE DE ECUACIONES

<b>Ec. 1</b> Fuerza ideal .....	11
<b>Ec. 2</b> Fuerza de avance.....	11
<b>Ec. 3</b> Fuerza de retroceso .....	11
<b>Ec. 4</b> Consumo de aire comprimido en cada maniobra .....	12
<b>Ec. 5</b> Volúmen de aire .....	12
<b>Ec. 6</b> Capacidad de amperios hora .....	35
<b>Ec. 7</b> Capacidad de amperios hora con factor de vida útil.....	36
<b>Ec. 8</b> Fuerza a la que se produce el pandeo .....	39
<b>Ec. 9</b> Longitud de la columna .....	39
<b>Ec. 10</b> Inercia de la sección transversal .....	40
<b>Ec. 11</b> Coeficiente de seguridad tomando en cuenta la fuerza .....	40
<b>Ec. 12</b> Fuerza real aplicada.....	42
<b>Ec. 13</b> Fuerza real aplicada tomando en cuenta el retroceso del vástago .....	42
<b>Ec. 14</b> Volúmen de consumo de aire.....	43
<b>Ec. 15</b> Consumo de aire comprimido en cada maniobra .....	43
<b>Ec. 16</b> Ley de Boyle Mariote.....	44
<b>Ec. 17</b> Ley de Boyle Mariote en función del consumo de aire atmosférico.....	45
<b>Ec. 18</b> Número de Reynolds .....	46
<b>Ec. 19</b> Pérdidas de aire en un punto .....	46
<b>Ec. 20</b> Velocidad de salida de aire .....	47
<b>Ec. 21</b> Pérdidas de aire en el sistema .....	48
<b>Ec. 22</b> Variación de presión de aire .....	49
<b>Ec. 23</b> Fuerza normal .....	53
<b>Ec. 24</b> Fuerza normal en función de los ángulos de la hélice.....	54

<b>Ec. 25</b> Par de torción.....	54
<b>Ec. 26</b> Coeficiente de fricción .....	55
<b>Ec. 27</b> Esfuerzo axial.....	55
<b>Ec. 28</b> Área de esfuerzo por tensión .....	55
<b>Ec. 29</b> Esfuerzo cortante .....	56
<b>Ec. 30</b> Área de filete transversal.....	56
<b>Ec. 31</b> Esfuerzo de Von Mises .....	56
<b>Ec. 32</b> Factor de seguridad de la cedencia del material .....	57
<b>Ec. 33</b> Factor de seguridad en función del criterio de Von Mises.....	61
<b>Ec. 34</b> Distancia en función de la lectura ADC del sensor .....	90
<b>Ec. 35</b> Salida de lectura del sensor sharp .....	91
<b>Ec. 36</b> Porcentaje de eficacia .....	98
<b>Ec. 37</b> Distribución T-student .....	112
<b>Ec. 38</b> Desviación estandar.....	112

## RESUMEN

El presente trabajo de titulación trata sobre el diseño y construcción de un prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, el mismo que pretende mejorar la eficacia de la ejecución de esta maniobra en atención pre hospitalaria para la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura. Este dispositivo está conformado por una estructura acoplable, formado por dos brazos los cuales se integran a la tabla dorsal del dispositivo, para posteriormente, mediante control de posición de la pieza de compresión para que se otorgue compresiones torácicas con la ayuda de un cilindro neumático, pudiéndose seleccionar entre dos tipos de maniobras de reanimación cardiopulmonar (RCP), treinta compresiones y dos insuflaciones (30:2) y un modo continuo de 200 compresiones, siendo estas configurables en la frecuencia de la maniobra con parámetros de 100 a 110 compresiones por minuto. La tabla dorsal del prototipo comprueba que la intensidad con la que se ejecuta la RCP hacia el paciente es constante, estos datos se muestran en un ordenador a través de comunicación serial entre la tarjeta de control, a la vez estos datos también son mostrados en una pantalla OLED ubicada en la misma. El simulador ha sido diseñado de forma tal que permita ser transportable, de fácil uso y mantenimiento. El prototipo una vez puesto en fase de prueba en la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura y mediante encuestas realizadas a personal calificado, se comprobó que con el uso del prototipo se ha mejorado la eficacia de la ejecución de la maniobra de la RCP en la atención pre hospitalaria.

### **PALABRAS CLAVE:**

- **PROTOTIPO MECATRÓNICO**
- **REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR**
- **PROTOCOLOS DE REANIMACIÓN**

## **ABSTRACT**

This degree work deals with the design and construction of a mechatronic prototype of cardiopulmonary resuscitation, which aims to improve the efficiency of the execution of this maneuver in pre-hospital care for the Provincial Board of the Red Cross of Imbabura. This device is made up of a joinable structure made up of two arms which are integrated into the dorsal table of the device, and then, by controlling the position of the compression plate so that chest compressions are given with the help of a pneumatic cylinder, it is possible to select between two types of cardiopulmonary resuscitation (CPR) manoeuvres, thirty compressions and two insufflations (30:2) and a continuous mode of 200 compressions, these being configurable in the frequency of the manoeuvre with parameters from 100 to 110 compressions per minute. The dorsal table of the prototype verifies that the intensity with which the CPR is executed towards the patient is constant, these data are shown in a computer through serial communication between the control card, at the same time these data are also shown in an OLED screen located in the same. The simulator has been designed to be transportable, easy to use and maintain. Once the prototype was put into the test phase at the Provincial Board of the Red Cross of Imbabura and by means of surveys carried out with qualified personnel, it was verified that the use of the prototype has improved the efficiency of the execution of the CPR maneuver in pre-hospital care.

### **KEYWORDS:**

- **MECHATRONIC PROTOTYPE**
- **CARDIOPULMONARY RESUSCITATION**
- **RESUSCITATION PROTOCOLS**

# CAPÍTULO I

## GENERALIDADES

### 1.1. Introducción

La integración de la ingeniería en la medicina cada vez va ganando campo a nivel mundial ya no solo en la construcción de equipo médico convencional, sino en la automatización de procedimientos y construcción de equipos médicos. Dentro del país procedimientos tan necesarios de primeros auxilios aún se los sigue practicando de manera convencional, y una de estas prácticas es la reanimación cardiopulmonar (RCP), la aplicación de esta técnica de manera correcta puede llegar a salvar muchas vidas.

El presente proyecto tiene la finalidad de mejorar la técnica de reanimación cardiopulmonar al mejorar la eficacia de las compresiones torácicas mediante el uso de un prototipo versátil y ergonómico, llegando a optimizar personal médico.

Este proyecto generó un prototipo de reanimación cardiopulmonar que sea aplicable en varios escenarios médicos sin perder la efectividad del mismo, teniendo en cuenta que su construcción sea de costo reducido.

### 1.2. Antecedentes

Durante años, se han realizado varios intentos para superar las limitaciones al momento de realizar una reanimación cardiopulmonar llevada a cabo de forma manual, por ello se han desarrollado soluciones prácticas como complementos de las maniobras de resucitación que realiza el personal médico. (ZOLL, 2012)

Además, menos del 10% de personas que han sufrido un paro cardíaco han logrado recuperarse para seguir con sus vidas cotidianas. Hoy en día se desarrollan

nuevos enfoques de las técnicas de RCP (Reanimación Cardio-Pulmonar) aplicando la tecnología actual para mejorar la aplicación de la técnica. (Gazmuri & Álvarez Fernández, 2009)

Existen dispositivos en el mercado como AutoPulse. (ZOLL M. C, 2012), sobre el cual se han realizado estudios, dando resultados preliminares favorables, pero pese a ello continúa en estudio. (Gazmuri & Álvarez Fernández, 2009).

Otro dispositivo que se ha desarrollado ha sido LUCAS. (Control, 2015) el cual utiliza un pistón neumático desplazado por aire comprimido que proporciona compresiones torácicas en forma similar a las realizadas manualmente. Este dispositivo ha demostrado que genera un flujo sanguíneo superior a la técnica de RCP manual. (Gazmuri & Álvarez Fernández, 2009) y proporciona compresiones constantes, continuas y efectivas tal y como lo recomiendan las directrices de la American Heart Association y del European Resuscitation Council. (Jolife AB, 2017)

En el Ecuador, actualmente estos dispositivos no son muy conocidos. Escasas instituciones médicas, hospitales o clínicas han adquirido estos equipos, por lo que su uso no es frecuente, y no se han sabido aprovechar al máximo como apoyo para el personal de atención.

Cruz Roja Ecuatoriana es una institución no gubernamental (ONG) que trabaja desinteresadamente para aliviar y prevenir el sufrimiento de las personas, fomentando la dignidad y bienestar de la gente en la diversidad. Cuenta con varios programas operativos siendo uno de ellos el de Gestión de Riesgos ante Emergencias y Desastres, el cual contempla la atención pre hospitalaria. (Cruz Roja Ecuatoriana Junta Provincial de Imbabura, 2018)

### 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 tanto con la atención pre hospitalaria como hospitalaria de una persona, las cuales tienen por finalidad solucionar cualquier tipo de inconveniente en la salud aplicando correctamente las prácticas médicas. Por ello dentro del área médica se han implementado técnicas como la reanimación cardiopulmonar (RCP) que desde los inicios hasta la actualidad se realiza de manera manual. (Cardiología, 2013)

Los principales problemas relacionados con la ejecución manual de la maniobra de RCP es el agotamiento físico que esta causa para la persona que la realiza, llegando así a obtener una deficiente práctica al no poseer una compresión torácica constante, al mismo tiempo que puede existir un acceso restringido al paciente que limita a los paramédicos a la realización de una sola actividad dejando a un lado procedimientos como instalación de vías venosas (fluido terapia), preparación de medicamentos, etc. Así mismo una RCP en un ambiente abierto llega a distraer al operador (paramédico) en la realización de la técnica ya que para la correcta ejecución de una RCP se necesita tomar en cuenta tanto el número de compresiones como la presión con la que está llevando a cabo la técnica. (Frascone, 2014)

Pese a estos problemas, en el país no se han implementado equipos automatizados en los servicios de emergencia que ayuden a la aplicación de reanimación cardiopulmonar, esto debido a los altos costos de adquisición de esta clase de equipos y a la limitación de la gama de productos en el mercado y sus respectivos equipos adicionales, pues al ser productos extranjeros llegan al país con

un incremento en su precio; otra razón es que a nivel nacional actualmente no existen empresas que se dediquen a la fabricación de estos dispositivos o a la comercialización de repuestos, por lo que tanto con el uso y con el tiempo estos automatismos pueden llegar a ser considerados como desechables.

#### **1.4. Descripción resumida del proyecto**

El propósito del proyecto fue el diseñar y construir un prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar para adultos con la finalidad de mejorar la eficacia de la maniobra de RCP en relación a la ejecutada manualmente.

Para el cumplimiento del proyecto se procedió con la investigación de los parámetros necesarios para la ejecución de la maniobra RCP como son: la correcta localización del punto de aplicación de compresiones, profundidad de las compresiones a aplicar, expansión torácica óptima y protocolos para la correcta ejecución de la RCP. Una vez analizados los parámetros requeridos para la aplicación de la maniobra, se procedió al análisis para la selección de componentes tomando en cuenta sensores que permitan medir la intensidad y profundidad de las compresiones, y la utilización del actuador que permitirá dar movimiento al mecanismo para ejecutar la compresión de esta área.

Para la ejecución de la RCP se implementó un mecanismo de extensión y retracción, el cual proporciona las compresiones torácicas al paciente, así mismo este sistema es capaz de acoplarse a la contextura del paciente de manera automática mediante la lectura de un sensor y obtener la posición inicial para la ejecución de la RCP, teniendo la función de poder seleccionar los ciclos de compresión e insuflaciones, en donde el mecanismo proporciona un tiempo de paro programado.



Una vez configurado el sistema y adaptados los parámetros iniciales, el dispositivo, con la ayuda de un sensor, permite medir la profundidad de las compresiones y el número de estas realizadas para que así el paramédico o el personal de asistencia pueda verificar el proceso de la RCP.

El sistema de control es implementado mediante programación en tarjetas electrónicas que fueron seleccionadas mediante la característica de cada una de estas. El controlador permite al sistema mecánico ejecutar adecuadamente las compresiones según protocolos establecidos para la RCP. Para la visualización de los parámetros y variables se implementó una interfaz fácil de usar por el operador, compuesta de un dispositivo de visualización gráfica, un teclado y LED. Como fuente de alimentación, el equipo cuenta con un sistema de alimentación portátil y fácilmente desmontable, según los requerimientos del dispositivo.

Para comprobar la eficacia del sistema, se realizó las pruebas del funcionamiento, tomando en consideración la opinión de expertos en el área, y mediante un método estadístico t-student.

### **1.5. Justificación e importancia**

Al implementar RCP manual en la atención pre hospitalaria donde la cantidad de socorristas es limitada y un paro cardiorrespiratorio se puede presentar en diferentes escenarios, el personal que lo ejecuta también se encontrará en diferentes condiciones tanto físicas como mentales, llegando así a la ejecución de un RCP poco eficiente afectando las probabilidades de vida del paciente, ya que si las técnicas de RCP no son óptimas es difícil lograr un gasto cardíaco adecuado. (Corsiglia D., 2007)

La implementación de RCP automática en paros cardiorrespiratorios frente a una RCP ejecutada de manera manual, muestra una mejora tanto en probabilidades de vida del paciente como también en la conservación de órganos vitales del mismo, ya que al aplicar un dispositivo automático para la realización de la RCP este proporcionará compresiones con la misma intensidad durante todos los ciclos, llegando a obtener alrededor de un 25% del gasto cardíaco normal, mínimo indispensable para mantener la vida de las neuronas. (Corsiglia D., 2007)

En Cruz Roja Ecuatoriana Junta Provincial de Imbabura, al ser una institución que brinda atención pre hospitalaria, tiene interés en el dispositivo, por su gran aplicabilidad en caso de la ejecución de la maniobra de RCP, ya que, al ser aplicada manualmente, la maniobra no puede ser ejecutada correctamente debido al factor humano, y en caso de emergencia en que el paciente necesite una RCP, el tiempo de respuesta y la eficacia de la maniobra son cruciales para su supervivencia. (Guerra, 2018)

Además, debido que en el país no se cuenta con empresas que distribuyan o creen este tipo de dispositivos, las instituciones de enseñanza de ciencias médicas, centros hospitalarios, instituciones de emergencia desconocen el uso de estos y el beneficio que podrían llegar a otorgar, con lo cual la práctica de reanimación cardiopulmonar es llevada a cabo aún de manera manual, manteniendo la atención en una sola actividad y aletargando el tiempo en el traslado del paciente hacia un centro médico.

Por estos motivos, el presente proyecto buscó desarrollar un equipo mecatrónico que mejore la eficacia en la ejecución de RCP, teniendo como visión la fácil

adquisición del dispositivo dentro del país y poder así mejorar la atención pre hospitalaria.

## **1.6. Objetivos**

### **1.6.1. Objetivo General**

- Diseñar y construir un prototipo mecatrónico para reanimación cardiopulmonar en adultos para mejorar la eficacia de la ejecución de la maniobra.

### **1.6.2. Objetivos Específicos**

- Investigar acerca de los parámetros y protocolos necesarios para la correcta práctica del RCP y así definir las especificaciones del equipo.
- Diseñar el sistema mecánico necesario para la realización de compresiones mediante la potencia otorgada por un actuador a seleccionar.
- Diseñar y programar un sistema electrónico y un algoritmo de control para las compresiones generadas por el sistema mecánico.
- Verificar el funcionamiento de los sistemas tanto electrónicos como mecánicos mediante software de simulación.
- Construir y realizar las pruebas correspondientes al prototipo para garantizar su correcto funcionamiento.
- Realizar un manual de uso y mantenimiento del equipo.

## **1.7. Hipótesis**

El prototipo mecatrónico de RCP mejora la eficacia de la ejecución de la maniobra en la atención pre hospitalaria.

## **CAPÍTULO II**

### **FUNDAMENTOS TEÓRICOS E INVESTIGACIÓN**

#### **2.1. Signos vitales relacionados al sistema circulatorio**

Los signos vitales son todas las manifestaciones de vida que presenta una persona, y que pueden ser medidos. Cada signo vital muestra el normal funcionamiento del organismo. (Instituto Superior Tecnológico Cruz Roja Ecuatoriana, 2018)

##### **2.1.1. Frecuencia cardíaca**

La frecuencia cardíaca es uno de los principales signos vitales y mide la cantidad de veces que el corazón late por minuto; y esta velocidad varía dependiendo de diferentes factores, como la actividad física que realiza el individuo. Los valores normales de la frecuencia cardíaca en adultos son de 60 a 100 latidos por minuto. (MacGill, 2019)

##### **2.1.2. Pulso**

Es la sensación de expansión de una arteria cuando se la presiona ligeramente contra una superficie ósea. Las características del pulso son: frecuencia, ritmo, intensidad, tensión, simetría y amplitud. En la Tabla 1 se muestran los valores normales del pulso. El aumento de la frecuencia se llama taquisfigmia y la disminución se llama bradisfigmia. (Instituto Superior Tecnológico Cruz Roja Ecuatoriana, 2018)

**Tabla 1**  
*Valores normales del pulso.*

<b>Pulso</b>	<b>Mínimo [pulsaciones/min]</b>	<b>Máximo [pulsaciones/min]</b>
Adultos	60	100
Escolares	100	120
Pre escolares	120	140
Lactantes	≥ 150	

Fuente: (Instituto Superior Tecnológico Cruz Roja Ecuatoriana, 2018)

## **2.2. Paro cardiorrespiratorio**

El paro cardiorrespiratorio (PCR) se define como el cese de la actividad cardíaca, el cual se puede comprobar mediante la ausencia de signos vitales, específicamente del sistema circulatorio, y que ocurre de forma inesperada. (Lara, y otros, 2017)

El PCR es la urgencia médica más grave que debe enfrentar el personal de salud, médicos y auxiliares, además de ser la principal causa de muerte en muchos países. El tiempo de duración del PCR es, sin duda, el determinante del pronóstico, ya que una rápida recuperación de la actividad cardíaca es de suma importancia para la supervivencia del paciente. (Ramos Gutiérrez, Sainz Gonzáles de la Peña, Castañeda Chirino, & Zorio Valdés, 2014)

## **2.3. Causa del PCR**

Según Maza Granda (2016), las causas más comunes que generan un paro cardíaco son:

- Ataque cardíaco.
- Enfermedades congénitas del corazón.

- Enfermedad de la arteria coronaria.
- Uso de drogas.
- Hipotermia.
- Shock.
- Trauma craneoencefálico.
- Electrocuación.
- Ahogamiento.
- Hemorragias.
- Deshidratación.
- Paro respiratorio.

#### **2.4. Reanimación cardiopulmonar (RCP).**

La RCP es un conjunto de técnicas y procedimientos con el objetivo de salvar vidas cuando una persona ha sufrido un PCR o ha dejado de respirar. Es una técnica básica de los primeros auxilios que, de acuerdo a varios estudios realizados, podría salvar vidas si se ejecuta de manera correcta y ayuda a la pronta recuperación del paciente. (Maza Granda, 2016)

##### **2.4.1. Protocolos de RCP**

Las guías de la AHA presentan procedimientos de reanimación cardiopulmonar tanto para profesionales de la salud como para personas que no lo son. Para una correcta RCP se deben cumplir algunos parámetros como son: (AHA, 2015)

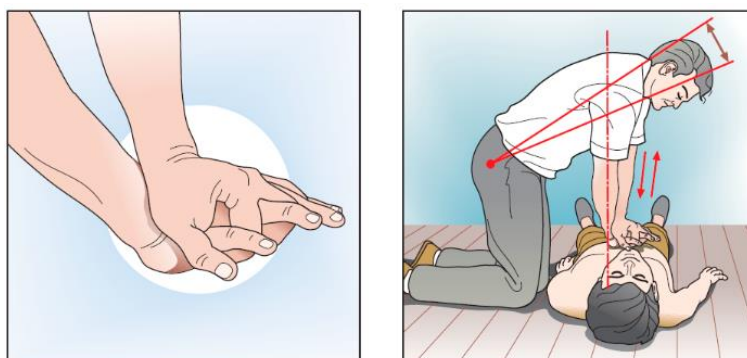
- Frecuencia de 100 a 120 compresiones por minuto.
- Profundidad de las compresiones en adultos de 5 a 6cm.

- Secuencia de 30 compresiones y 2 insuflaciones (1 insuflación por segundo) por 5 ciclos en 2 minutos.

Para una correcta ejecución de la maniobra se deben tomar en cuenta algunas consideraciones como: (AHA, 2015)

- Descompresión torácica: los reanimadores deben evitar apoyarse sobre el tórax entre compresiones para que el tórax pueda descomprimirse por completo.
- Reducir al mínimo las interrupciones de las compresiones: esto para tratar de proporcionar un máximo número de compresiones por minuto.

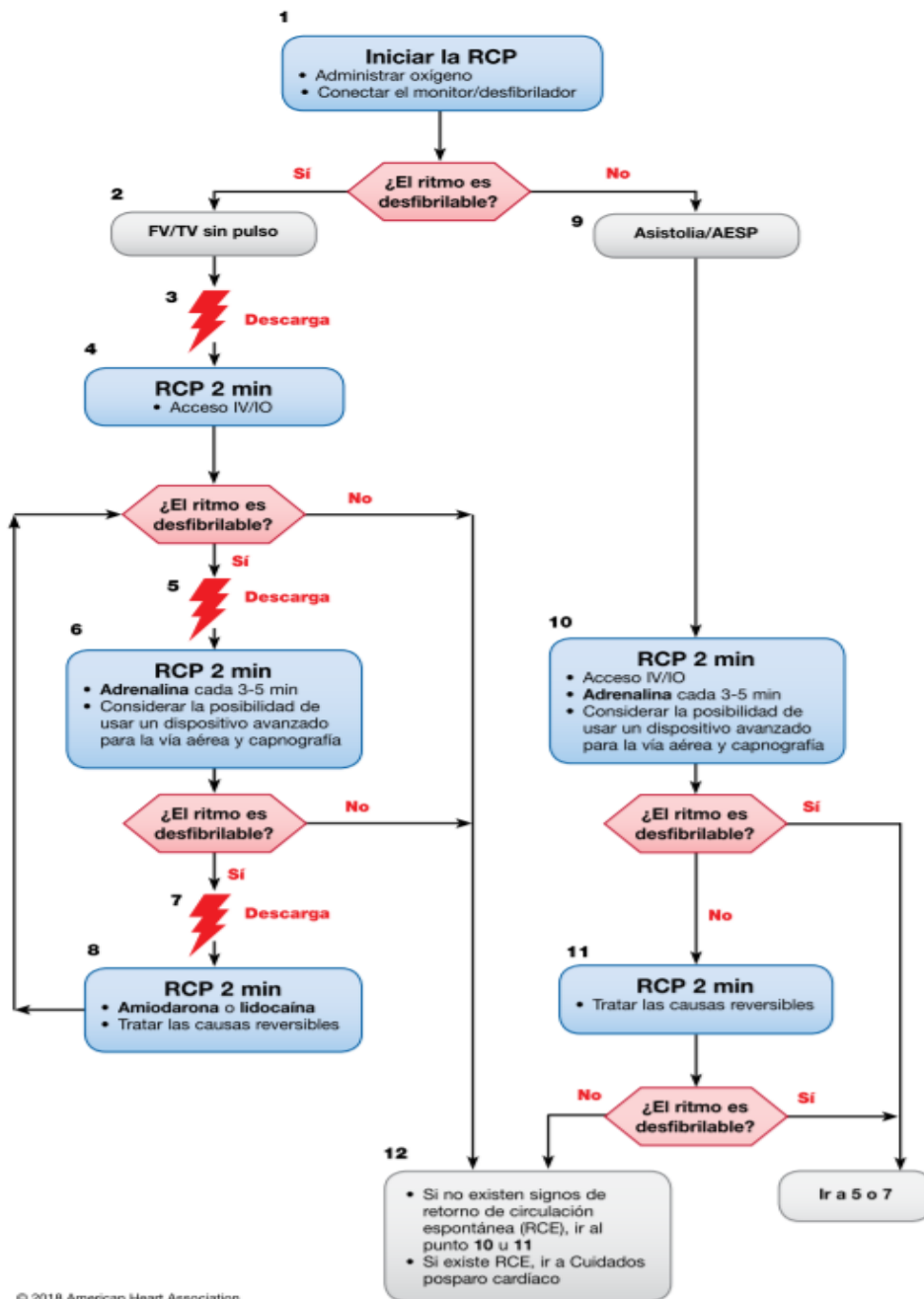
La localización del punto de compresión es a 2cm de donde termina el esternón (apófisis xifoides), además de la correcta ubicación del punto para las compresiones, se debe tener en cuenta una correcta posición del operador que ejecuta la RCP, tal posición se muestra en la Figura 1, en la que se puede observar que las compresiones se las realiza con el talón de la mano (carpo), y la fuerza se ejerce con el peso del individuo que aplica la maniobra, haciendo eje en su cadera.



**Figura 1.** Posición correcta para RCP.

Fuente: (Barcelona World Race Ocean Campus, 2014)

Si se tiene un desfibrilador, existe un algoritmo para una reanimación cardiopulmonar, el cual se muestra en la Figura 2.



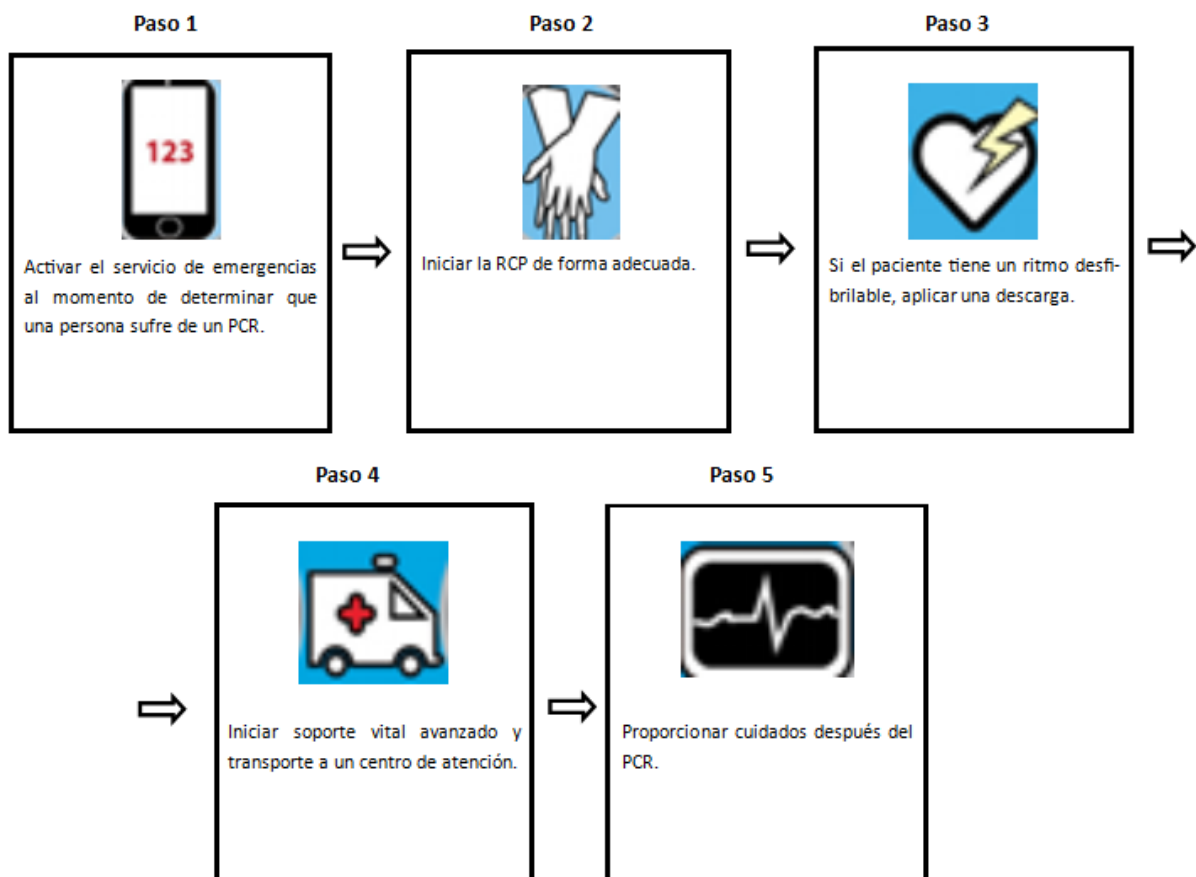
**Figura 2.** Algoritmo de RCP en adultos.

Fuente: (AHA, 2018)



## 2.5. Cadena de supervivencia.

La cadena de supervivencia consiste en procedimientos fáciles de entender y que se deben seguir para una adecuada RCP, la Figura 3 muestra la cadena de supervivencia establecida.



**Figura 3.** Cadena de supervivencia.

Fuente: (Leal-Forero, Martínez Malo, & Navarro Vargas, 2014)

## 2.6. Complicaciones de la RCP.

Los traumatismos secundarios a las maniobras de RCP son un problema muy conocido. Las complicaciones más frecuentes son las fracturas costales (que ocurren en el 25-50% de los pacientes en los que posteriormente se realiza la autopsia), la fractura esternal, los hematomas en la pared torácica, el neumotórax y la contusión

cardíaca. Lesiones menos frecuentes son la rotura de aorta torácica, la rotura de diafragma. Otra complicación es la laceración hepática causada por la aplicación de una presión excesiva sobre el esternón y la colocación incorrecta de las manos con compresiones sobre la apófisis xifoides.

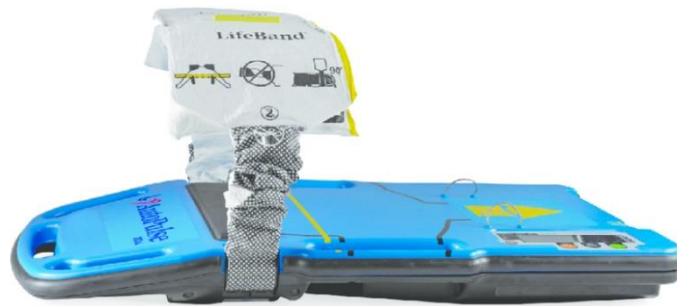
En el presente caso, la realización incorrecta de las maniobras de RCP por el rescatador podría ser la causa de la lesión hepática, sin embargo, estas lesiones han sido descritas incluso con una técnica correcta. La aplicación de una técnica correcta durante las maniobras de RCP evita complicaciones traumáticas. (Gil, Pérez, Castelo, & Morentin, 2008)

### **2.7. Materiales permitidos para el uso de procedimientos no invasivos.**

Según la agencia nacional de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria, en métodos no invasivos, los materiales permitidos, al usar como barrera mecánica para la realización de compresiones en piel con daños, los dispositivos no deberán ser impregnados con medicamentos y no deben tener materia prima de origen animal. (Agencia de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria., 2018)

### **2.8. Dispositivos mecánicos de Reanimación Cardiopulmonar.**

La Figura 4 muestra un dispositivo mecánico, el AutoPulse™, que consiste en un vendaje de compresión que tiene por objetivo generar flujo sanguíneo al comprimir circunferencialmente el tórax. (Gazmuri & Álvarez Fernández, 2009)



**Figura 4.** AutoPulseTM.

Fuente: (Prinzing, Eichhorn, Deutsch, Lange, & Krane, 2015)

Existen otros dispositivos que tienen el mismo objetivo, como el LUCAS (Lund University Cardiac Assist System) (ver Figura 5), este dispositivo utiliza un cilindro neumático para proporcionar las compresiones. LUCAS ha demostrado ser hemodinámicamente superior a la técnica manual de RCP, debido a que permite una expansión torácica completa antes de la siguiente compresión. (Gazmuri & Álvarez Fernández, 2009)



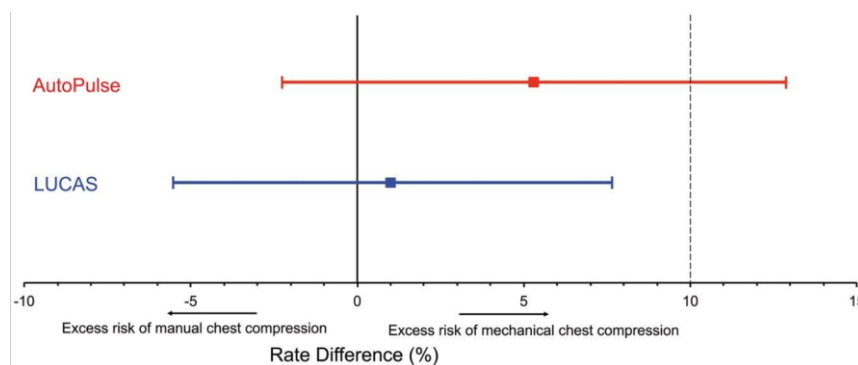
**Figura 5.** LUCAS CPR.

Fuente: (lucas-cpr, 2013)

Según estudios realizados con respecto a daños viscerales provocados por dispositivos mecánicos de RCP, específicamente por el AutoPulse y LUCAS, muestra

que 12 de 103 pacientes con PCR sufrieron daño visceral grave, con LUCAS 8 de 108 pacientes y con compresiones manuales 8 de 126 pacientes lo sufrieron. (Koster, y otros, 2017)

La Figura 6 muestra la diferencia de los resultados obtenidos entre los dos dispositivos con respecto al daño grave o potencialmente mortal al ejecutar las compresiones torácicas, la línea al 10% indica el límite de riesgo excesivo que no se debe superar. (Koster, y otros, 2017)



**Figura 6.** Tasa de daño grave producido por el uso de los dispositivos mecánicos de RCP.

Fuente: (Koster, y otros, 2017)

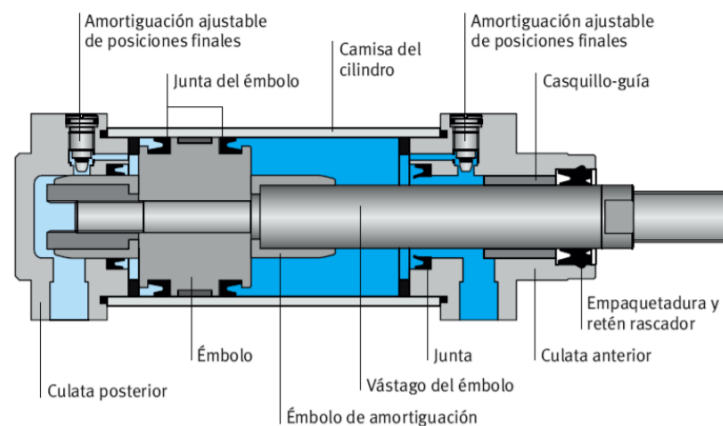
Con esto se puede decir que LUCAS no causa daños viscerales graves o potencialmente mortales al ejecutar la maniobra de reanimación cardiopulmonar en comparación con compresiones torácicas manuales. (Koster, y otros, 2017)

## 2.9. Componentes neumáticos.

Los actuadores neumáticos transforman la energía del aire comprimido en trabajo mecánico, generando algún tipo de movimiento. (Creus Solé, 2007)

La función de los cilindros neumáticos es la de transformar la energía acumulada del aire comprimido en un movimiento lineal. Los actuadores neumáticos más comunes son cilindros neumáticos de simple y doble efecto.

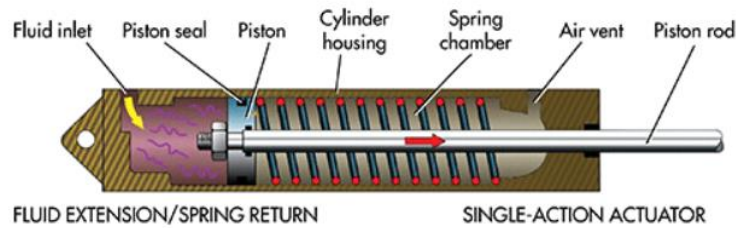
El cilindro neumático de doble efecto tiene dos orificios por donde puede ingresar el aire comprimido, es decir, para accionar el vástago, el aire entra por un orificio, y para retornar el vástago, se debe ingresar aire por el otro orificio. La Figura 7 muestra los componentes de un cilindro de doble efecto. (Creus Solé, 2007)



**Figura 7.** Componentes de un cilindro de doble efecto.

Fuente: (Figuroa Cohn, 2012)

El cilindro de simple efecto solamente posee un orificio por donde ingresa el aire comprimido, y para el retorno del vástago se utiliza un resorte, para accionar el cilindro el aire comprimido debe vencer la fuerza del resorte. La Figura 8 muestra la composición de un cilindro de doble efecto. (Creus Solé, 2007)



**Figura 8.** Componentes de un cilindro de simple efecto.

Fuente: (González, 2015)

### 2.9.1. Cálculo de la fuerza de cilindros neumáticos.

La fuerza generada por el cilindro está en función del diámetro del mismo, de la presión de aire y del roce del émbolo. La Ec. 1 muestra el cálculo para la fuerza para cilindros de doble efecto, la Ec. 2 y Ec. 3 son las expresiones matemáticas para el cálculo de la fuerza en el avance y retroceso respectivamente. (Creus Solé, 2007)

$$F_{ideal} = p \cdot A \quad \text{Ec. 1}$$

$$F_{avance} = p \cdot \frac{\pi \cdot \phi_e^2}{4} \quad \text{Ec. 2}$$

$$F_{retroceso} = p \cdot \frac{\pi \cdot (\phi_e^2 - \phi_v^2)}{4} \quad \text{Ec. 3}$$

**Donde:**

$F_{ideal}$  = Fuerza ideal [N]

$p$  = Presión [Pa]

$A$  = Área [m<sup>2</sup>]

$\phi_e$  = Diámetro del émbolo [m]

$\phi_v$  = Diámetro del vástago [m]

### 2.9.2. Cálculo del consumo de aire de cilindros neumáticos.

Para el cálculo del consumo de aire intervienen la relación de compresión, área del pistón y la carrera. La Ec. 4 es la relación de compresión referida al nivel del mar. (Creus Solé, 2007)

$$Q_{man} = n \cdot V \quad \text{Ec. 4}$$

**Donde:**

$Q_{man}$  = Consumo de aire comprimido en cada maniobra

$n$  = Número de ciclos

Como se observa en la Ec. 4 se necesita el cálculo del volumen de aire, el cual se obtendrá de la Ec. 5.

$$V = V_{av} + V_{ret} = \frac{\pi \cdot (2 \cdot \phi_e^2 - \phi_v^2)}{4} \quad \text{Ec. 5}$$

**Donde:**

$V$  = Volumen  $\left[\frac{m^3}{\text{ciclo}}\right]$

$V_{av}$  = Volumen de avance

$V_{ret}$  = Volumen de retroceso

### 2.10. Válvulas distribuidoras.

Las válvulas distribuidoras son las encargadas de dirigir el aire comprimido hacia las vías correspondientes para accionar los actuadores neumáticos.

#### Nomenclatura y representación

Las válvulas distribuidoras normalmente se describen por su número de posiciones y vías: el número de posiciones indica las combinaciones de conexión interna de

dispositivo; y el número de vías señala el número de orificios para conexión externa sin tomar en cuenta los orificios de purga o pilotaje. (Renedo, Inmaculada Fernández, Carcedo Haya, & Ortiz Fernández)

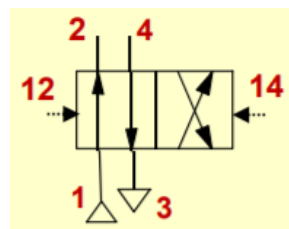
La Tabla 2 describe los nombres que comúnmente se dan a las vías.

**Tabla 2**  
*Designación de vías en una válvula distribuidora.*

VÍAS	DESIGNACIÓN	
	Números	Letras
<b>De presión</b>	1	P
<b>De trabajo</b>	2, 4, 6, ...	A, B, C, ...
<b>Escape</b>	3, 5, 7, ...	R, S, T, ...
<b>Pilotaje</b>	12, 14, ...	X, Y, Z

Fuente: (Renedo, Inmaculada Fernández, Carcedo Haya, & Ortiz Fernández)

La Figura 9 muestra de forma gráfica la designación de las vías de una electroválvula descrita en la Tabla 1.

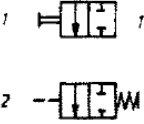





**Figura 9.** Designación de vías.

Fuente: (Renedo, Inmaculada Fernández, Carcedo Haya, & Ortiz Fernández)

Existen varios tipos de válvulas distribuidoras y su simbología se muestra en la Figura 10.



	Distribuidores 2 p, 2 v 1 -- Accionamiento manual 2 -- Accionamiento neumático con retorno por resorte
	Distribuidor de 2 p, 3 v Accionamiento neumático en los dos sentidos
	Distribuidor de 2 p, 4 v Accionamiento neumático en los dos sentidos
	Distribuidor de 2 p, 5 v Accionamiento neumático en un sentido y retorno por resorte.







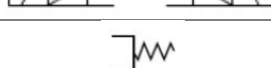

**Figura 10.** Simbología de válvulas distribuidoras

Fuente: (Creus Solé, 2007)

Los accionamientos de las válvulas distribuidoras se muestran en la Tabla 3.

**Tabla 3**

*Accionamientos de válvulas neumáticas.*

Símbolo	Descripción
	Accionamiento manual: Pulsador
	Accionamiento manual: Palanca
	Accionamiento mecánico: Leva
	Accionamiento mecánico: Rodillo
	Accionamiento neumático: Aire comprimido
	Accionamiento neumático: con reposición muelle neumático
	Accionamiento eléctrico: Bobina
	Accionamiento combinado
	Retorno por resorte

Fuente: (Ebel, Idler, Prede, & Scholz, 2009)

## 2.11. Sistema electrónico

El sistema electrónico está compuesto por varios componentes principales necesarios para el control del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar. A continuación, se describen algunos elementos que serán implementados en el prototipo.

### 2.11.1. Tarjeta electrónica STM32F103C.

La familia STM32 de microcontroladores de 32 bits, están basados en procesadores ARM Cortex-M3 que funciona a 72MHz. Este tipo de tarjetas son de alto rendimiento, aptas para trabajar en aplicaciones de tiempo real, procesamiento de señales, comunicaciones, etc. La tarjeta tiene un núcleo estándar de la industria además de una amplia selección de herramientas y software de programación. (STMicroelectronics, 2019) La Tabla 4 muestra las características técnicas de esta tarjeta.

**Tabla 4**  
*Características técnicas de la tarjeta STM32F103C.*

Característica	Descripción
<b>Núcleo</b>	ARM 32bit Cortex M3
<b>Frecuencia</b>	72 [MHz]
<b>Memoria Flash</b>	64 [Kbytes]
<b>SRAM</b>	20 [Kbytes]
<b>RTC</b>	Sí, con cristal oscilador de 32 [KHz].
<b>Voltaje</b>	2.0 a 3.6 [V] con pines tolerantes a 5 [V]
<b>ADC</b>	Convertor 12 bit a 1 $\mu$ s, 10 canales
<b>Temporizadores</b>	7
<b>E/S</b>	26 entradas y salidas digitales

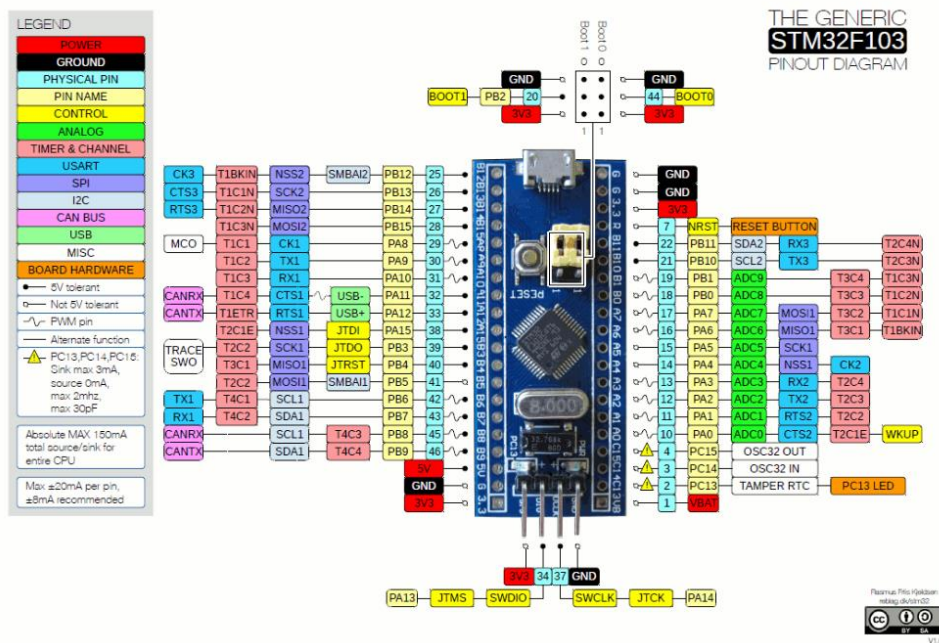
**CONTINÚA** 

**Comunicaciones** 2 puertos I2C, 3 USART, 2 SPI, 1 CAN

**Interrupciones** Todas las E/S

Fuente: (STMicroelectronics, 2019)

La Figura 11 muestra la tarjeta electrónica y sus pines:



**Figura 11.** Pinout STM32F103.

Fuente: (STM32duino, 2019)

### 2.11.2. Arduino NANO.

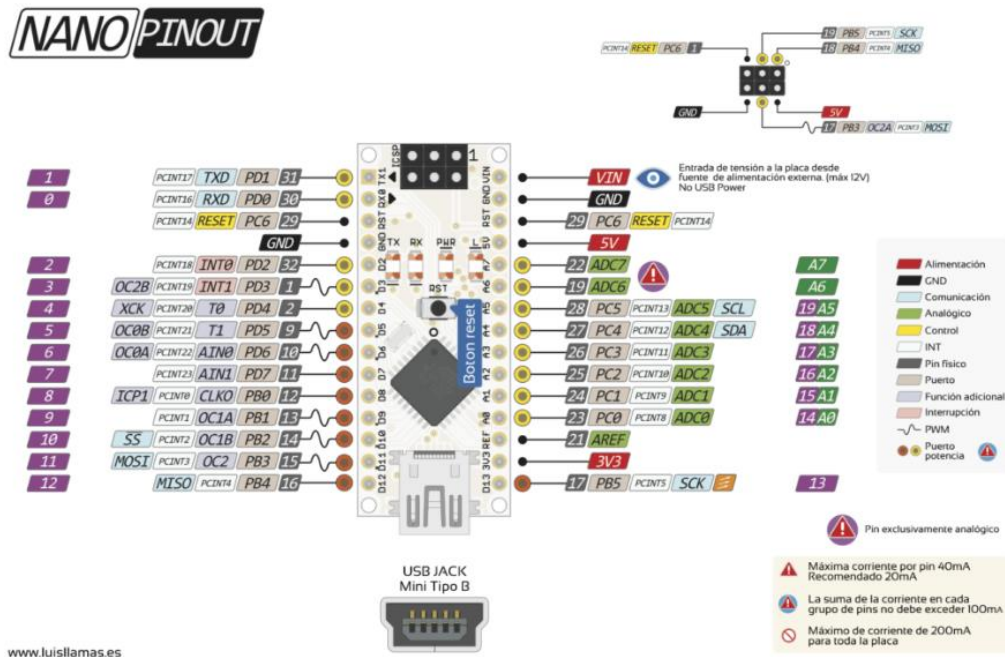
Es una placa de desarrollo de tamaño compacto completa, esta placa está basada en el microcontrolador ATmega328P. Posee entradas y salidas digitales, entradas analógicas de una resolución de 10 bits, señales PWM, además de que su plataforma de programación libre. (ARDUINO, 2019) La Tabla 5 detalla las características técnicas de la placa.

**Tabla 5**  
*Características técnicas Arduino NANO.*

<b>Característica</b>	<b>Descripción</b>
<b>MCU</b>	ATmega328
<b>Arquitectura</b>	AVR
<b>Voltaje de operación</b>	5V
<b>Memoria Flash</b>	32 [Kbytes]
<b>SRAM</b>	2 [Kbytes]
<b>Frecuencia</b>	16 [MHz]
<b>Pines análogos</b>	8
<b>EEPROM</b>	1 [Kbyte]
<b>Corriente por pines E/S</b>	40 [mA]
<b>Voltaje de entrada</b>	7 – 12 [V]
<b>Pines E/S</b>	22
<b>Salidas PWM</b>	6

Fuente: (Arduino, 2019)

La Figura 12 muestra el diagrama de pines del Arduino NANO.

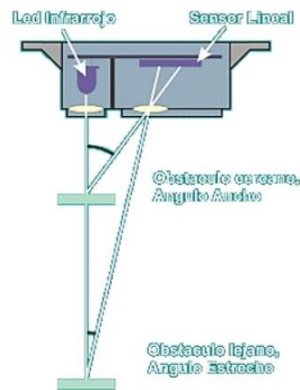


**Figura 12.** Pinout Arduino NANO.

Fuente: (ARDUINO, 2019)

### 2.11.3. Sensor Sharp.

Es un sensor óptico, presentado en la Figura 13, utiliza el método de triangulación para medir la distancia. El sensor está compuesto por un emisor y un receptor, el receptor recibe la luz reflejada por un objeto. El método de triangulación consiste en medir uno de los ángulos del triángulo emisor - objeto – receptor, para luego obtener la distancia a la que se encuentra el objeto. (Naylamp Mechatronics, 2016)



**Figura 13.** Sensor SHARP.

Fuente: (Naylamp Mechatronics, 2016)

Debido a que la salida del sensor SHARP no es lineal se debe aproximar a una ecuación exponencial, debido a que el sensor posee un rango tanto inestable como estable, la Figura 14 muestra una representación de estos rangos.



**Figura 14.** Rango estable e inestable del sensor SHARP.

Fuente: (Naylamp Mechatronics, 2016)

Debido a las características del sensor a este se debe restringir mecánicamente la distancia mínima a la que se encuentre el objeto, para así llegar a un mejor funcionamiento.

#### 2.11.4. Celda de carga con un solo punto.

Es un transductor utilizado para convertir una fuerza en una señal eléctrica. Esta conversión empieza a partir de un dispositivo mecánico, es decir, la fuerza que se desea medir, deforma la galga extensiométrica, este tipo de celda de carga está construida de forma tal como una viga la misma que son montadas por medio de pernos en uno de sus extremos, y la aplicación de la fuerza debe ser en sentido de la flecha lateral que viene marcado en el dispositivo, la celda de carga mencionada se muestra en la Figura 15. (5Hertz Electronica, 2019)



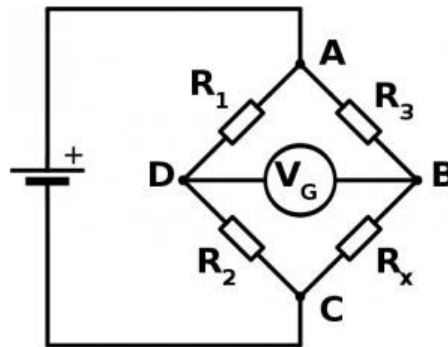
**Figura 15.** Celda de carga con solo punto.

Fuente: (Naylamp Mechatronics, 2016)

Por medio de medidores de deformación (galgas) obtenemos una señal eléctrica con la cual podemos obtener el valor de la fuerza, la medición se las realiza con la conexión de resistencias, los mismos que serán los encargados de medir la tensión que se efectúa en la celda, por lo que cada vez que se deforme la viga, existirá un cambio de tensión en la salida de las resistencias. (5Hertz Electronica, 2019)

Para la medición de los cambios efectuados por la celda de carga se emplea una conexión llamada puente de Wheastone (Figura 16), el mismo que está construido por

cuatro resistencias que forman un circuito cerrado, siendo estas los medidores de deformación.



**Figura 16.** Puente de Wheastone.

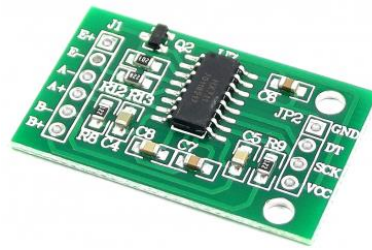
Fuente: (5Hertz Electronica, 2019)

El arreglo de las cuatro resistencias, es utilizado con señales de DC y AC para su polarización de voltaje. La configuración del puente se realiza con las resistencias conectadas en dos conjuntos de dos resistencias. Se toman dos nodos para polarizar el puente, y los otros dos nodos para medir la diferencia de tensión, con esta configuración al momento que exista la deflexión de las galgas extensiométricas que están formado la celda de carga, la configuración de este arreglo dará el valor en ohmios que podrá ser configurados de acuerdo a las configuraciones del mismo.

#### **2.11.5. Transmisor de celda de cara HX711.**

Este módulo (Figura 17) es una interface entre las celdas de carga y el microcontrolador, permitiendo poder leer el peso de manera sencilla. Internamente se encarga de la lectura del puente wheatstone formado por la celda de carga, convirtiendo la lectura analógica a digital con su conversor A/D interno de 24 bits, se comunica con el microcontrolador mediante 2 pines (Clock y Data) de forma serial. (Naylamp Mechatronics, 2019)



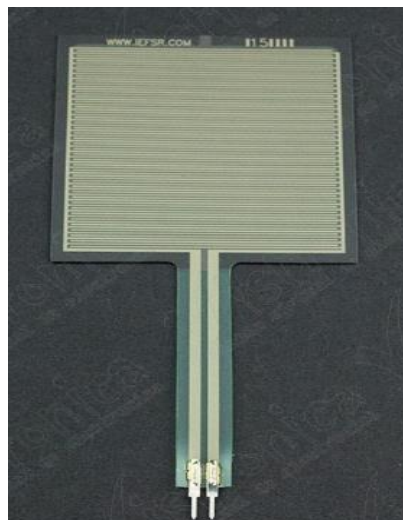


**Figura 17.** Módulo HX711.

Fuente: (Naylamp Mechatronics, 2019)

### 2.11.6. Sensor de Fuerza FSR.

Los FSR son sensores que le permiten detectar presión física y peso (). Son fáciles de usar y de bajo costo. Tiene una región de detección cuadrada de 38 mm. El sensor cuenta con una resistencia sensible a la fuerza, que variará su resistividad dependiendo de la presión que se esté aplicando a la zona de detección. Este FSR puede detectar la fuerza aplicada en cualquier lugar en el rango de 100g-10kg. (Vistrónica S.A.S., 2016)



**Figura 18.** Sensor fuerza FSR interlink 406

Fuente: (Vistrónica S.A.S., 2016)

### 2.11.7. Actuador eléctrico lineal.

Es un sistema utilizado en máquinas CNC en las que la precisión y resolución del movimiento deben ser muy altas. El motor Nema 17 es unipolar con un ángulo de paso de  $1.8^\circ$  y cada bobinado es de 1.2A a 4V, con un par de 3.2kg/cm. El sistema también posee un tornillo sinfín de rosca cuadrada de acero inoxidable ensamblado en un perfil de aluminio, el cual posee dos guías por las que se mueve un perfil móvil, este sistema de tornillo sinfín es el que transforma el movimiento circular del motor en un movimiento lineal. La Figura 19 muestra el sistema motor-tornillo.



**Figura 19.** Tornillo sinfín y motor a pasos NEMA 17.

Fuente: (ROBOTDIGG, 2019)

En la Tabla 6 se muestra las características del actuador lineal.

**Tabla 6**

*Características técnicas del actuador lineal.*

Característica	Tornillo sinfín
Diámetro y longitud	M8x 0.8
Longitud de carrera	170 [mm]
Tipo de rosca	Cuadrada
Material	Acero inoxidable

## **CAPÍTULO III**

### **DISEÑO DEL PROTOTIPO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR**

En el capítulo a continuación, se detalla la selección de componentes del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, comenzando por la selección de actuadores que son los encargados de proporcionar las compresiones torácicas al paciente, de igual forma para el control del mismo se seleccionaron los componentes electrónicos integrados en el prototipo. Para el sistema mecánico se realizó un análisis mediante simulación en un software CAE, en donde se tomó en cuenta los subsistemas como: sujeción del equipo, que fue implementado mediante brazos de acople; estructura base, diseñada para soportar la fuerza de las compresiones al paciente; subsistema autoajutable a la altura del tórax, el cual fue implementado con un actuador eléctrico lineal; para el apoyo del paciente se analizó e implementó una tabla dorsal, en donde se acopla el sistema que proporciona las compresiones torácicas. Para el control del prototipo se diseñó un sistema electrónico conformado por varios componentes seleccionados en base a las necesidades del dispositivo.

#### **3.1. Selección de componentes**

En este apartado se realiza una comparativa entre elementos existentes en el mercado, y la selección del apropiado, que cumpla con lo requerido para el funcionamiento del prototipo de reanimación cardiopulmonar, con lo cual se procede a detallar los componentes.

##### **3.1.1. Selección de actuadores.**

Los actuadores serán los que proporcionen el movimiento adecuado para la realización de las compresiones torácicas, y deben cumplir con ciertos parámetros de diseño, tales como: profundidad de compresiones adecuada para adultos, en el que

se estableció un intervalo de 5 a 6cm; fuerza necesaria para realizar cada compresión, que debe ser de 80Kgf (784N); tiempo de autonomía de por lo menos 10min que dura la atención de un paciente y la realización de maniobras de soporte vital avanzado, por ello se utilizan dispositivos de almacenamiento de energía que se describirán más adelante.

### Actuadores eléctricos lineales.

En la Tabla 7 se realiza una comparativa de actuadores eléctricos existentes en el mercado, para ello se toman en consideración principalmente las siguientes características: voltaje de alimentación 12 [VDC] debido a que el prototipo de RCP debe tener un tiempo de autonomía, es decir, portable; y la carga máxima que soporta, considerando la corriente que consume (debido a que es un factor importante para el dimensionamiento de la fuente de alimentación).

**Tabla 7**

*Características técnicas de actuadores existentes en el mercado 12 [VDC].*

Actuadores eléctricos lineales (Marcas)	Eco-Worthy	Homend	WindyNation	Demotor
<b>Voltaje de entrada</b>	12 [VDC]	12 [VDC]	12 [VDC]	12 [VDC]
<b>Carga máxima</b>	900 [N]	900 [N]	900 [N]	900 [N]
<b>Longitud de carrera</b>	100 [mm]	100 [mm]	100 [mm]	100 [mm]
<b>Corriente nominal</b>	3.8 [A]	3 [A]	4.6 [A]	4.6 [A]
<b>Velocidad</b>	5.7	10	10	10

CONTINÚA 

	[mm/seg]	[mm/seg]	[mm/seg]	[mm/seg]
<b>Peso del componente</b>	2.6	2.6	1.4	1.9
	[lb]	[lb]	[lb]	[lb]

Fuente: (Eco-Worthy, 2015; WindyNation, 2017)

Como se puede apreciar en la Tabla 7, se presentan cuatro diferentes marcas de motores, manteniendo en si la característica principal que es la longitud de la carrera, valor de entrada de voltaje, y capacidad de carga máxima.

Debido a que las 4 opciones presentadas tienen características similares, el parámetro determinante que se toma es la intensidad de corriente que consume, por ello el motor de marca Homend sería el más óptimo, que es el de menor consumo de energía.

Pese a que la corriente nominal sea la más baja de los actuadores encontrados en el mercado, el consumo de 3 amperios no es aceptable para el sistema ya que se necesitaría una fuente de alimentación (batería) de mayor capacidad y, por ende, de mayor tamaño y peso, y debido a eso la estructura del prototipo y su peso se verían afectados, haciendo que no sean aceptables.

Por otro lado, al implementar un motor eléctrico que funcione constantemente por 10 minutos, se debe tomar en consideración la ventilación forzada del mismo para evitar el sobre calentamiento y posibles daños. Por lo cual se busca otra alternativa que sustente la necesidad del prototipo.

## Actuadores neumáticos lineales.

Se realiza un análisis entre actuadores neumáticos lineales, en este caso los cilindros de simple y doble efecto, con los cuales se realiza una comparativa de ventajas y desventajas de su uso (Tabla 8).

**Tabla 8**

*Ventajas y desventajas de cilindros neumáticos de simple y doble efecto.*

	Ventajas	Desventajas
<b>Cilindro neumático simple efecto.</b>	Diseño simple	La cámara del muelle de retorno del cilindro se ventila hacia la atmósfera, lo que puede permitir la entrada de materias extrañas, y puede ocasionar un mal funcionamiento y reducir la vida útil del cilindro.
	Tamaño compacto	La operación constante del resorte puede afectar su constante elástica y proporcionar posiciones inciertas de final de carrera.
	Reducción de costos en válvulas y tuberías	El tamaño del orificio y la carrera del cilindro están restringidos debido a las limitaciones del tamaño y la fuerza del resorte.
	Menor consumo de aire en comparación al de doble efecto.	Una ligera reducción de empuje debido a la fuerza de resorte opuesta.
<b>Cilindro neumático doble efecto.</b>	La fuerza se aplica en ambas direcciones del movimiento.	Consume más aire por ciclo.
	Fuerza constante	Los cilindros de carrera larga necesitan una guía adecuada del vástago del pistón.

Fuente: (Tema, 2017; FESTO, 2013)

Una vez descritas las ventajas y desventajas de los dos actuadores neumáticos, se puede observar que el cilindro de simple efecto posee varias ventajas, pero no

cumple con la más importante en la aplicación que va a implementar, la cual es la fuerza constante en el retroceso del cilindro, con lo que puede afectar en la expansión torácica completa que debe haber en cada compresión, por lo cual el actuador neumático apropiado será el cilindro de doble efecto.

Según Rosenfeld (2017), entre la comparativa de actuadores lineales eléctricos, y neumáticos, en características como; facilidad de control, velocidad, capacidad de carga, durabilidad, formas de alimentación del dispositivo, fiabilidad y costos de mantenimiento, los actuadores neumáticos son los más apropiados. Por lo cual se opta por utilizar como actuador para el sistema de compresión torácica, un cilindro neumático de doble efecto.

Finalizada la selección del actuador, se procede a realizar los cálculos necesarios para determinar las características técnicas necesarias para el funcionamiento del mismo.

### **3.1.2. Selección de elementos electrónicos.**

Para la selección de los elementos electrónicos, se analizan las características de cada uno y la utilidad que presenten en el control de la ejecución de las compresiones torácicas como también de los indicadores del prototipo.

#### **a. Tarjeta de control**

Este elemento será el que adquiera los datos proporcionados por los sensores y ejecute el algoritmo para controlar el prototipo, para ello se consideran 3 tarjetas electrónicas a seleccionar, entre las cuales están: Arduino Nano, Teensy 3.0 y STM32F103C6T8; la Tabla 9 muestra las características técnicas de cada tarjeta para su posterior selección.

**Tabla 9**  
*Especificaciones técnicas de las tarjetas de control.*

<b>Características</b>	<b>Arduino Nano</b>	<b>Teensy 3.0</b>	<b>STM32F103C</b>
<b>Voltaje lógico</b>	5 [VDC]	5 [VDC]	3.3 – 5 [VDC]
<b>Corriente</b>	40 [mAh] por pin	70 [mAh]	150 [mAh]
<b>Frecuencia</b>	16 [MHz]	120 [MHz]	72 [MHz]
<b>Memoria flash</b>	32 [Kbytes]	32 [Kbytes]	64 [Kbytes]
<b>Núcleo</b>	ATmega328	ARM Cortex M4	ARM Cortex M3

Fuente: (STMicroelectronics,2019; Stoffregen, 2010)

Con las características anteriormente presentadas se puede observar que la velocidad de procesador de la tarjeta Teensy es mucho más rápida en comparación de las dos tarjetas restantes, pero al poseer mayor velocidad, y por sus altas prestaciones aumenta su costo, la mejor opción es la tarjeta STM32F103C6T8 ya que tiene los beneficios de un procesador ARM y un bajo costo, además de tener una mayor memoria de programa, por ello se selecciona esta tarjeta para el control del prototipo; también se selecciona la tarjeta Arduino NANO para guardar información en una tarjeta microSD y para la lectura de un DS3231 que es un RTC (Real Time Clock).

Por otra parte, para la medición de fuerza otorgada por el dispositivo se necesita de una tarjeta de menores prestaciones en comparación a la STM32F103C, por lo cual se selecciona la tarjeta Arduino NANO que estará ubicada en la tabla dorsal del dispositivo.



## b. Electroválvula

Para el control de un cilindro neumático de doble efecto se necesita de un elemento que controle la entrada y salida del vástago, por lo que se usa una electroválvula 5/2 (5 vías, 2 posiciones) de accionamiento eléctrico y retorno por resorte, que será la que distribuya el aire comprimido a la cámara del cilindro correspondiente. Las características del dispositivo se muestran en la Tabla 10.

**Tabla 10**  
*Especificaciones técnicas de la electroválvula 5/2.*

Característica	Salida analógica
<b>Voltaje</b>	12 [VDC]
<b>Corriente</b>	0.4 [A]
<b>Presión de trabajo</b>	22 a 116 [Psi]
<b>Dimensión</b>	125 (largo) [mm] 18 (alto) [mm] 75 (ancho) [mm]

Fuente: (AINSA, 2019)

## c. Sensores

Para la selección de los sensores en el sistema, se necesita tomar en cuenta que serán los que permitan determinar si la fuerza con la que se aplique la compresión torácica es constante, medir la profundidad de compresión del pecho e indicar el contacto entre el vástago del cilindro neumático y el pecho del paciente.

Para el posicionamiento del cilindro, antes de empezar las compresiones torácicas, se necesita un sensor que permita determinar si el cilindro llegó a su posición para empezar la RCP, para ello se hace uso de un sensor FSR cuadrado que varía su

resistencia al ser presionado. Además de que es necesario el uso de sensores final de carrera para detectar si el cilindro se ha desplazado al máximo.

El sensor que se usará para medir la fuerza deberá ser uno que posea un rango de medición igual o mayor a 100 Kg, ya que debe soportar el peso del tórax del paciente y la fuerza con que se comprime el mismo.

El sensor de distancia debe tener la característica de medir rangos cortos hasta un valor de 15cm, que es la distancia máxima tomando en cuenta el desplazamiento del cilindro neumático más la extensión de su émbolo que es 6cm y para ello se implementa un sensor SHARP. En la Tabla 11 se especifican las características técnicas de los sensores a implementar.

**Tabla 11**  
*Especificaciones técnicas de sensores implementados en el prototipo de reanimación cardiopulmonar.*

<b>Sensores:</b>	<b>SHARP GP2Y0A41SK0F</b>	<b>Celda de carga + módulo amplificador HX711</b>	<b>Interruptor final de carrera</b>	<b>Sensor FSR cuadrado</b>
<b>Característica</b>	Salida analógica	Salida analógica	Señal digital	Salida analógica
<b>Voltaje</b>	4.5 a 5 [VDC]	2.7 a 5 [VDC]	5 [VDC]	5 [VDC]
<b>Corriente</b>	12 a 22 [mA]	1.5 [mA]	-	-
<b>Rango de medición</b>	2 a 15 [cm]	Hasta 100 [Kg]	-	0.1 – 10 [Kg]

Fuente: (CORPORATION, 2007; Nares, 2015)

#### d. Motor a pasos y controlador.

El motor a pasos será el dispositivo encargado de posicionar al cilindro neumático en la posición inicial para la ejecución de las compresiones, para la selección del mismo se debe tomar en consideración el torque permisible que este posea como principal característica ya que junto a un sistema de tornillo sinfín, tendrá que ascender o descender un peso de aproximadamente 1 Kg. Las características técnicas se las detalladas en la Tabla 12.

**Tabla 12**

*Especificaciones técnicas del motor a pasos NEMA 17.*

Característica	
<b>Voltaje</b>	2.7 a 5 [VDC]
<b>Resistencia</b>	81.65 [Ohm] por bobina
<b>Corriente</b>	Hasta 1.88 [A] por bobina
<b>Torque</b>	3.7 [Kg-cm]
<b>Resolución</b>	200 pasos por vuelta

Fuente: (BricoGeek, 2017)

Tomando en cuenta que la principal característica del motor a pasos debe ser su torque, se ha seleccionado un motor NEMA 17 el cual con la ayuda del sistema tuerca y tornillo sinfín podrá ejecutar de manera eficaz el posicionamiento del cilindro neumático.

Ya seleccionado el motor a pasos requerido, se debe analizar el controlador del mismo, con lo cual se realiza una tabla comparativa de drivers de control existentes en el mercado. Las características de los drivers se muestran en la Tabla 13.

**Tabla 13**

*Características técnicas de drivers de control de motor a pasos existentes en el mercado.*

<b>Características</b>	<b>DRV8825</b>	<b>A4988</b>	<b>DRV8833</b>
<b>Voltaje lógico</b>	3.3 a 5 [VDC]	3.3 a 5 [VDC]	3.3 a 10 [VDC]
<b>Voltaje de potencia</b>	8.2 a 45 [VDC]	8.2 a 35 [VDC]	8.2 a 45 [VDC]
<b>Corriente</b>	1.5 a 2.5 [A] por bobina	1.5 a 2 [A] por bobina	1.2 a 2 [A] por bobina
<b>Resolución de pasos y microstepping</b>	Full step, half step, 1/4, 1/8, 1/16, 1/32	Full step, half step, 1/4, 1/8, 1/16	Full step, half step, 1/4, 1/8, 1/16

Fuente: (Instruments, 2014; Pololu, 2015)

Como se pudo observar el 4988, es el driver óptimo para la realización del prototipo, debido a que sus características son suficientes para el control del motor seleccionado, además de tener un costo más bajo que los demás, este driver será el encargado de manejar el voltaje e intensidad de corriente que requiere el motor Nema 17, llegando a otorgar el movimiento necesario para el giro del motor.

#### **e. Indicadores.**

En este apartado se dan conocer los elementos que servirán como indicadores para el usuario entre los que constan: pantalla OLED, led, buzzer.

Cada uno de estos elementos se implementaron para un fin específico los cuales son:

- Pantalla OLED – muestra información acerca de los modos de operación del prototipo, fecha, hora y porcentaje de batería.

- Led – será el encargado de informar de forma visual si las compresiones están activadas o en pausa.

En la Tabla 14 se especifica las características técnicas de los elementos empleados:

**Tabla 14**  
*Especificaciones técnicas de los indicadores.*

Indicadores	Pantalla O 'led 0,96"	Pulsador metálico LED incluido	Teclado
<b>Característica</b>	Comunicación I2C	Supera un millón de ciclos	4x1 tipo membrana
<b>Voltaje</b>	3 a 5 [VDC]	12 [VDC]	---
<b>Corriente</b>	16 [mA]	18.3 [mA] en el LED	---
<b>Rango de medición</b>	Resolución 128x64	---	---
<b>Cantidad</b>	1	2	1

Fuente: (ActitudTecnológica, 2016)

#### f. Batería.

Para determinar la capacidad de la batería a implementar se considera la corriente consumida por cada elemento electrónico; en la Tabla 15 se muestra el consumo de cada elemento.

**Tabla 15**  
*Consumo de corriente de cada elemento.*

Elemento	Consumo [mA]
STM32F103C	150
Electroválvula	400
Driver A4988	–
SHARP GP2Y0A41SK0F	22

**CONTINÚA** 

Celda de carga + módulo amplificador	1.5
Nema 17	2500
Pantalla O 'led 0,96"	16
Diodos leds	20
Botoneras	18,3
$\sum total$	<b>3127.8</b>

Con la sumatoria total de la corriente consumida por cada elemento se aplica la Ec. 6 en donde se obtendrá el consumo total por un determinado tiempo.

$$C = x \cdot T \quad \text{Ec. 6}$$

Donde:

$C =$  Capacidad de amperios hora

$x =$  Amperios que necesita la aplicación

$T =$  Tiempo en horas que se desea que funcione

En donde reemplazando la sumatoria del amperaje necesario y al hacerlo funcionar por 1 hora se obtiene lo siguiente:

$$C = 3127.8 \text{ [mA]} \cdot 1[h]$$

$$C = 3127.8 \text{ [mAh]}$$

Con el valor de consumo de amperios hora se calcula la capacidad que necesitaremos de la batería, sin llegar a descargarla del todo. Las descargas completas, hasta llegar a cero, no son recomendables, por lo que no debe llegar a

consumir hasta del 80 % de su carga. De esta manera la batería se degrada menos y se alarga su vida útil. Para esto se realiza el siguiente cálculo, aplicando la Ec. 7.

$$C = C/0.8 \quad \text{Ec. 7}$$

Donde al reemplazar el valor por las 12 horas de funcionamiento y mantener la carga el 20 % se obtiene lo siguiente:

$$C = 3127.8/0.8$$

$$C = 3910 \text{ [mAh]}$$

Con el resultado obtenido, la batería a implementar será una LiPo de 4 celdas la cual se detalla en la Tabla 16.

**Tabla 16**  
*Especificaciones técnicas de la batería de alimentación.*

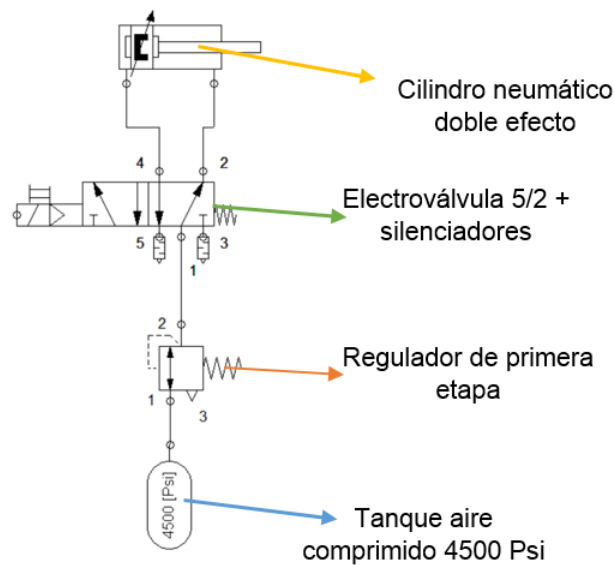
Parámetros	Datos	
	Batería lipo de 4 celdas	Batería lipo de 2 celdas
<b>Característica</b>	Batería lipo de 4 celdas	Batería lipo de 2 celdas
<b>Voltaje de salida</b>	14.8 [V]	7.4 [V]
<b>Corriente</b>	4000 [mAh]	500 [mAh]
<b>Cantidad</b>	1	1

Fuente: (Blog, 2013)

Con la batería seleccionada al ser de mayor amperaje que lo obtenido mediante el diseño, se garantiza que el sistema eléctrico funcione continuamente por una hora.

### 3.2. Diseño del sistema neumático

La Figura 20 muestra el diagrama del circuito neumático que se implementará en el dispositivo, mismo que generará la fuerza necesaria para cada compresión.



**Figura 20.** Circuito neumático.

**a. Cilindro neumático de doble efecto.**

Es necesario tomar en cuenta que, para el cálculo del diámetro del émbolo del cilindro neumático, este debe otorgar una fuerza aproximada de 60 Kg que serán los necesarios para poder realizar una compresión torácica y con una profundidad de 6 cm. (Freire & Rosero, 2018) Estos parámetros serán los necesarios para generar una buena maniobra RCP, pero en este caso se diseñará para una fuerza máxima equivalente a 80 Kg (784 N), ya que el prototipo será expuesto a condiciones de pacientes con distintas masas corporales.

La profundidad de compresión torácica la otorgará la carrera del cilindro neumático que será de 60 mm (el cual cumple con las guías de la AHA para RCP). Para determinar la presión de funcionamiento se aplica la Ec. 2, en esta ecuación se puede observar que para una fuerza constante, el diámetro del cilindro es inversamente proporcional a la presión de trabajo, y debido a que la mayoría de cilindros neumáticos trabajan hasta una presión máxima de 10 bares, datos extraídos del catálogo técnico



de E.MC Ecuador (E.MC Ecuador, 2013), se debe seleccionar un diámetro de cilindro que pueda generar la fuerza requerida a una presión menor a la máxima establecida. Con esas consideraciones se establece una presión de 8 bares, ya que es menor al límite con el que puede trabajar el cilindro neumático.

$$F_{ideal} = p \cdot \frac{\pi \cdot \phi_e^2}{4}$$

Donde:

$F_{ideal}$  = Fuerza ideal [N]

$p$  = Presión [Pa]

$\phi_e$  = Diámetro del émbolo [m]

$$784 \text{ N} = 8 \cdot 10^5 \cdot \frac{\pi \cdot \phi_e^2}{4}$$

Al resolver la ecuación se obtiene un diámetro de  $\phi_e = 35.82 \text{ mm}$ .

El cilindro neumático que existe en el mercado con el diámetro inmediato superior al calculado tiene las siguientes características:

$$\phi_e = 40 \text{ mm}$$

$$\phi_v = 16 \text{ mm}$$

$$\text{carrera} = 60 \text{ mm}$$

Donde  $\phi_v$  es el diámetro del vástago.

Una vez seleccionado el cilindro y conocido el diámetro del vástago, mediante especificaciones de catálogo, se procede a realizar el análisis de pandeo para determinar si es óptimo para su uso en el prototipo, para ello se aplica la Ec. 8.

$$F_p = \frac{\pi^2 \cdot E \cdot I}{(L_p)^2}$$

Donde:

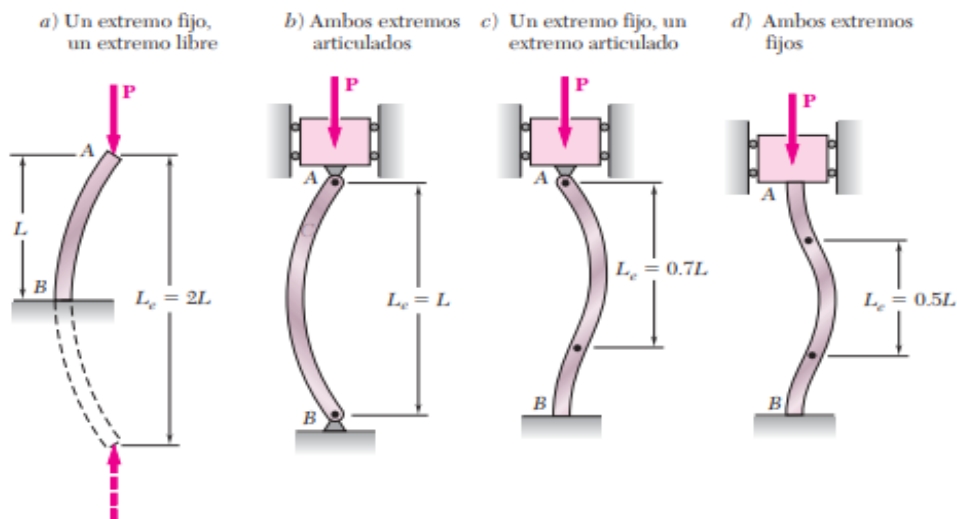
$F_p$  = Fuerza a la que se produce el pandeo [N]

$E$  = Módulo de elasticidad del material [Pa]

$I$  = Momento de inercia en [ $m^4$ ]

$L_p$  = Longitud libre al pandeo [m]

Para realizar el cálculo de pandeo del vástago se toma en consideración los valores de  $L_p$  mostrados en la Figura 21.



**Figura 21.** Valor de longitud de pandeo, con distintas sujeciones.

Fuente: (Beer, Russell, DeWolf, & Mazurek, 2013)

En donde al estar el vástago con un extremo fijo y un extremo libre, el valor de la longitud libre de pandeo se representa en la Ec. 9

$$L_p = 2 \cdot L$$

Donde:

$L = \text{longitud de la columna [m]}$

El siguiente valor que se debe tomar en consideración, es el módulo de elasticidad del material que está construido el vástago, que en este caso es acero templado con valor de  $E = 2.1 \cdot 10^{11} \frac{N}{m^2}$ .

Con los datos obtenidos, es necesario calcular el valor de la inercia para las secciones transversales circulares del vástago, para lo cual se aplica la Ec. 10.

$$I = \frac{\pi \cdot d^4}{64} \quad \text{Ec. 10}$$

Donde:

$d = \text{Diámetro del vástago [m]}$

$I = \text{Inercia de la sección trasnversal [m^4]}$

Aplicando las ecuaciones mencionadas y tomando en cuenta que la fuerza  $F$  será la que producirá el pandeo, se plantea un coeficiente de seguridad de 3.5 mínimo con lo que se obtiene la Ec. 11. (Mott, 1992)

$$F = \frac{F_p}{3.5} \quad \text{Ec. 11}$$

De esta ecuación al despejar  $F_p$  y reemplazando el valor de  $F$  por 784 N se obtiene lo siguiente:

$$F_p = 784 \text{ N} \cdot 3.5$$

$$F_p = 2744 \text{ N}$$

Despejando la inercia de la Ec. 8 se obtiene

$$I = \frac{F_p \cdot L_p^2}{\pi^2 \cdot E}$$

Al reemplazar valores de cada parámetro se obtiene:

$$I = \frac{2744 \cdot (2 \cdot 0.06)^2}{\pi^2 \cdot 2.1 \cdot 10^{11}}$$

$$I = 1.9064 \cdot 10^{-11} [m^4]$$

Una vez obtenido el valor de la inercia, se reemplaza en la Ec. 10, con la cual se podrá obtener el diámetro mínimo que debe tener el vástago para que no exista problemas de pandeo.

$$d \geq \sqrt[4]{\frac{I \cdot 64}{\pi}}$$

$$d \geq \sqrt[4]{\frac{1.9064 \cdot 10^{-11} \cdot 64}{\pi}}$$

$$d \geq 4.4392 [mm]$$

Con el valor mínimo del diámetro se puede concluir que el vástago del cilindro seleccionado no tendrá problemas de pandeo ya que su diámetro es aproximadamente 4 veces más grande que el requerido teóricamente.

Teniendo en cuenta que las especificaciones del cilindro neumático de doble efecto son los apropiados, se procede a calcular nuevamente la fuerza, para determinar que el actuador seleccionado cumpla con los requerimientos establecidos, para ello se aplica la Ec. 2, con la que se obtiene el valor de la fuerza en condiciones ideales.

$$F_{ideal} = 8 \cdot 10^5 \cdot \frac{\pi \cdot 0.040^2}{4}$$

$$F_{ideal} = 1005.309 [N]$$

El resultado presentado es la fuerza aplicada de manera ideal sin tomar en cuenta las pérdidas de aire tanto por fugas de aire en acoples y fricción entre el émbolo y la superficie del cilindro neumático, por lo que en este caso se tomará una eficiencia del 90%, la fuerza generada por el cilindro seleccionado se representa mediante la Ec. 12.

$$F_{real} = F_{ideal} \cdot \eta \quad \text{Ec. 12}$$

Donde:

$$F_{real} = \text{Fuerza real [N]}$$

$$\eta = \text{Rendimiento}$$

$$F_{real} = 1005.309 \cdot 0.90$$

$$F_{real} = 904.778 \text{ N}$$

Con el resultado obtenido se verifica que el cilindro de doble efecto es capaz de generar la fuerza necesaria para realizar la compresión de la caja torácica, además esta fuerza será transmitida por el recorrido de la carrera del cilindro que será de 6 cm los necesarios para la correcta ejecución de la RCP.

Tomando en cuenta que es un cilindro de doble efecto, se considera la fuerza en el retroceso, teniendo en la Ec. 13 lo siguiente:

$$F_{ideal} = p \cdot \frac{\pi \cdot (\phi_e^2 - \phi_v^2)}{4} \quad \text{Ec. 13}$$

$$F_{ideal} = 8 \cdot 10^5 \cdot \frac{\pi \cdot (0.04^2 - 0.016^2)}{4}$$

$$F_{ideal} = 844.46 \text{ [N]}$$

Y al multiplicarlo por la eficiencia del 90 por ciento se obtiene:

$$F_{real} = 863.94 N \cdot \eta$$

$$F_{real} = 975.31 N \cdot 0,90$$

$$F_{real} = 760.0141 [N]$$

### b. Consumo de aire

Para determinar el consumo de aire se deben tener en cuenta las dos cámaras del cilindro, tanto la avance como la de retroceso.

Al aplicar la Ec. 14 el volumen en cada ciclo será:

$$V = V_{av} + V_{ret} = \frac{\pi \cdot (2 \cdot \phi_e^2 - \phi_v^2)}{4} \cdot c \quad \text{Ec. 14}$$

Donde:

$$V = \text{Volumen} \left[ \frac{m^3}{\text{ciclo}} \right]$$

$$V_{av} = \text{Volumen de avance}$$

$$V_{ret} = \text{Volumen de retroceso}$$

$$c = \text{Carrera del cilindro [mm]}$$

$$V = \frac{\pi \cdot (2 \cdot 0.04^2 - 0.016^2)}{4} \cdot 0,06$$

$$V = 1.387 \cdot 10^{-4} \frac{m^3}{\text{ciclo}} = 0.1387 \cdot \frac{l}{\text{ciclo}}$$

Una vez obtenido este dato del volumen de aire requerido, se procede a obtener el consumo de aire en cada maniobra Ec. 15.

$$Q = n \cdot V \quad \text{Ec. 15}$$

Donde:

$$Q = \text{Consumo de aire comprimido en cada maniobra [l/min]}$$

$n = \text{Número de ciclos}$

Para establecer el consumo de aire en cada ciclo se tomará en consideración el número de compresiones que se debe realizar en un minuto, las cuales son 100 compresiones en 1 minuto de acuerdo a la guía de la AHA, el mismo que al reemplazarlo en la ecuación se obtiene lo siguiente: (AHA, 2015)

$$Q = 100 \frac{\text{ciclos}}{\text{min}} \cdot 1,387 \cdot 10^{-4} \frac{\text{m}^3}{\text{ciclo}}$$

$$Q = 0.01387 \frac{\text{m}^3}{\text{min}} = \mathbf{13.8732} \frac{\text{l}}{\text{min}}$$

### c. Tanque contenedor de aire comprimido.

Para el cálculo del tanque contenedor se toma en cuenta el consumo de aire en cada maniobra, con este valor se calculará la autonomía de un tanque portátil de aire comprimido que se encuentra en el mercado, el cual tiene un volumen de 6.8 litros, con una capacidad de 2040 litros de gas comprimido a 4500 Psi o 310.2641 bar.

Teniendo en consideración estas características, se procede a aplicar la ley de Boyle- Mariotte para determinar su autonomía (Ec. 16).

$$P_{atm} \cdot V_{atm} = P \cdot V \quad \text{Ec. 16}$$

Donde:

$P_{atm} = \text{Presión atmosférica [Pa]}$

$V_{atm} = \text{Volumen de aire atmosférico [m}^3\text{]}$

$P = \text{Presión de aire comprimido en cada maniobra}$

$V = \text{Volumen de aire comprimido en cada maniobra}$

De igual manera la Ec. 16 se puede representar como se muestra en la Ec. 17:

$$P_{atm} \cdot Q_{atm} = P \cdot Q \quad \text{Ec. 17}$$

Donde:

$Q_{atm}$  = Consumo de aire atmosférico en cada maniobra

Obteniendo:

$$P_{atm} = 10^5 \text{ Pa}$$

$$P = P_{atm} + P_{trabajo}$$

$$P = 10^5 \text{ Pa} + 8 \cdot 10^5 \text{ Pa}$$

$$P = 9 \cdot 10^5 \text{ Pa}$$

Al reemplazar los valores en la Ec. 17 y despejar el valor de  $Q_{atm}$  se obtiene:

$$310,2641 \cdot 10^5 \frac{N}{min} \cdot Q_{atm} = 9 \cdot 10^5 \frac{N}{min} \cdot 13,8732 \frac{l}{min}$$

$$Q_{atm} = 0.402427 \frac{l}{min}$$

A la capacidad volumétrica del contenedor de aire comprimido que son 6.8 litros, se la divide para el  $Q_{atm}$  para determinar el tiempo de autonomía que posee el tanque, con lo que se obtiene un valor de 16.9 minutos, los cuales son óptimos para la asistencia de un caso de emergencia, que se requiera aplicar RCP, considerando que la maniobra recomendada se demora hasta 10 minutos. (AHA, 2015)



#### d. Sistemas de conexión y reguladores de presión.

Para llevar la capacidad de aire desde el tanque de almacenamiento hasta el sistema neumático se necesitan sistemas de fijación y reguladores de presión los cuales se detallan en la Tabla 17.

**Tabla 17**

*Especificaciones técnicas de sistemas de conexión y reguladores de presión.*

Partes	Diámetro	Presión máxima de entrada	Rango de regulación
Manguera	1/4"	200[Psi]	-
Manguera	1/2"	300[Psi]	
Niples de acople rápido roscado	1/4"	-	-
Regulador de diafragma de primera etapa		4500psi	117psi

#### e. Pérdidas de aire

Es necesario tomar en cuenta que en el sistema neumático existirán pérdidas de aire comprimido, las cuales se producirán en las uniones del sistema, para determinar las pérdidas en los anillos principales se utilizarán las Ec. 18 y Ec. 19.

$$Re = \frac{d \cdot V \cdot \rho}{\mu} \quad \text{Ec. 18}$$

$$hp = f \cdot \frac{L \cdot V^2}{d \cdot 2 \cdot g} \quad \text{Ec. 19}$$

Donde:

$d$  = Diámetro interior de la tubería [m]

$Re$  = Número de Reynolds

$hp$  = Pérdidas

$f$  = Coeficiente de fricción

$\rho$  = Densidad de aire [ $Kg/m^3$ ]

$V$  = Velocidad del aire que pasa por la tubería [m/s]

$L$  = Longitud de la tubería [m]

$\mu$  = Viscosidad dinámica [ $N \cdot s/m^2$ ]

$g$  = Gravedad 9.8 [ $m/s^2$ ]

Para llegar a determinar las pérdidas de aire en el sistema es necesario determinar la velocidad del aire que pasa por la tubería en donde se usará la Ec. 20.

$$V = \frac{Q}{\pi \cdot d^2} \quad \text{Ec. 20}$$

Datos:

La manguera a usar posee un diámetro de  $1/4" = 6.35 \cdot 10^{-3}$  [m] y el consumo de aire que se obtuvo anteriormente es de  $1.387 \cdot 10^{-4} \frac{m^3}{seg}$ .

$$V = \frac{1.387 \cdot 10^{-4}}{\pi \cdot (6.35 \cdot 10^{-3})^2}$$

$$V = 1.090 \frac{m}{seg}$$

Una vez calculada la velocidad del aire se utiliza la ecuación Ec. 18 que relaciona la viscosidad dinámica y la densidad del aire, dichos valores serán establecidos en condiciones de operación de 35°C, estos valores se obtienen de las constantes presentes en el Anexo A:

$$\mu = 1.895 \cdot 10^{-5} [N \cdot s/m^2]$$

$$\rho = 1.145 [Kg \cdot f/m^3]$$

$$Re = \frac{6.35 \cdot 10^{-3} \cdot 1.090 \cdot 1.066}{1.84 \cdot 10^{-5}}$$

$$Re = 400.995$$

Obtenido el número de Reynolds se procede a calcular las pérdidas del sistema, para lo cual se necesita del valor de la fricción causado por el material de la manguera de conexión, por lo que es necesario calcular el mismo al aplicar la Ec. 21, para lo cual se debe obtener el coeficiente de rugosidad del material, que será PVC, el mismo que es obtenido del Anexo B, y presentado a continuación :

$$\varepsilon = 0.0015 \cdot 10^{-3} [m]$$

$$f = \frac{0,25}{\left[ \log \left( \frac{1}{3.7 \cdot \frac{d}{\varepsilon}} \right) + \frac{5.74}{Re^{0.9}} \right]^2}$$

**Ec. 21**

**Donde:**

$\varepsilon =$  Coeficiente de rugosidad del material [m]

$$\frac{0,25}{\left[ \log \left( \frac{1}{3,7 \cdot \frac{6,35 \cdot 10^{-3}}{0,0015 \cdot 10^{-3}}} \right) + \frac{5,74}{400,995^{0,9}} \right]^2}$$

$$f = 0,0144$$

Ya con el valor de fricción del material se aplica la Ec. 19 en donde se obtiene:

$$h_p = 0,0144 \cdot \frac{3 \cdot 1,090^2}{6,35 \cdot 10^{-3} \cdot 2 \cdot 9,8}$$

$$h_p = 0,412 \text{ m}$$

Por lo tanto, para obtener el valor la variación de presión se utiliza la Ec. 22 en donde se obtiene:

$$\Delta p = h_p \cdot \rho \quad \text{Ec. 22}$$

$$\Delta p = 0,412 \cdot 1,145$$

$$\Delta p = 0,472 \frac{Kg \cdot f}{m^2} \cdot \frac{1 \cdot m^2}{(100 \cdot cm)^2} = 4,712 \cdot 10^{-3} \frac{Kg \cdot f}{cm^2}$$

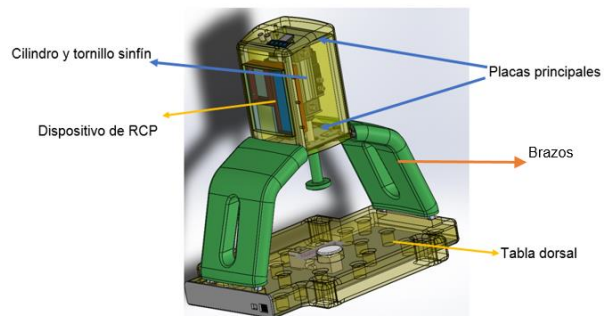
Con el valor de  $4,712 \cdot 10^{-3} \frac{Kg \cdot f}{cm^2}$ , y transformarlo a bares se obtiene la pérdida de presión en la tubería principal:

$$\Delta p = 0,0046208 \text{ bar}$$

Si las pérdidas de aire son menores a 0.3 bares estas son consideradas como correctas, ya que no afectará a la autonomía del tanque de almacenamiento. (Ortiz & Villacís, 2009)

### 3.3. Análisis de elementos mecánicos.

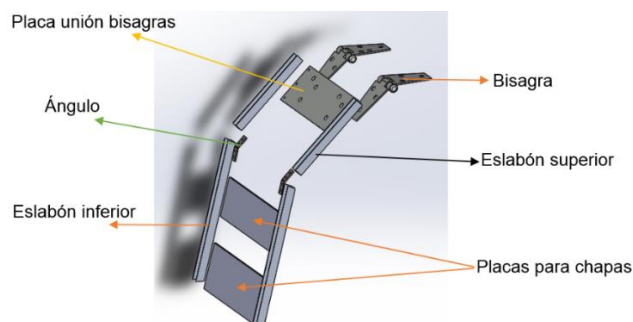
En este apartado se realizará el análisis CAE del material a implementar, para así comprobar la resistencia del mismo al estar en funcionamiento junto a los componentes del prototipo de reanimación cardiopulmonar. La Figura 22 muestra una vista general de los componentes del sistema.



**Figura 22.** Partes principales del prototipo de RCP.

#### 3.3.1. Detalle estructural de los brazos

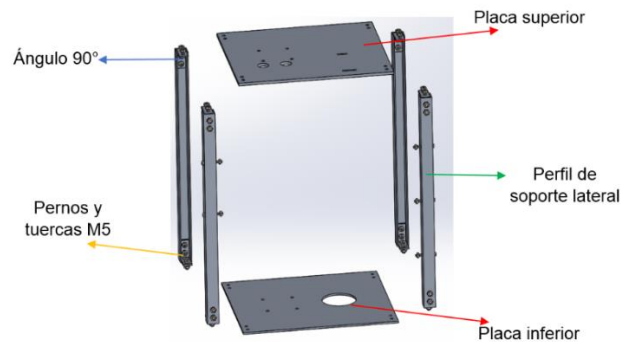
La estructura de los brazos será la encargada de conectar la tabla dorsal con el sistema de las compresiones torácicas conformado por el cilindro neumático y el tornillo sinfín. La Figura 23 muestra el desglose de piezas de los brazos.



**Figura 23.** Estructura brazos.

### 3.3.2. Detalle estructural de placas principales

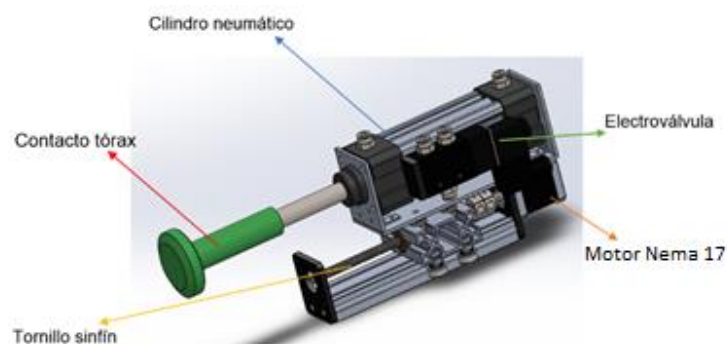
Las placas principales cumplen con la función de soporte del sistema de control, sensores y actuadores del prototipo de RCP. La Figura 24 muestra el desglose de piezas de esta estructura.



**Figura 24.** Estructura placas principales.

### 3.3.3. Detalle cilindro neumático y tornillo sinfín

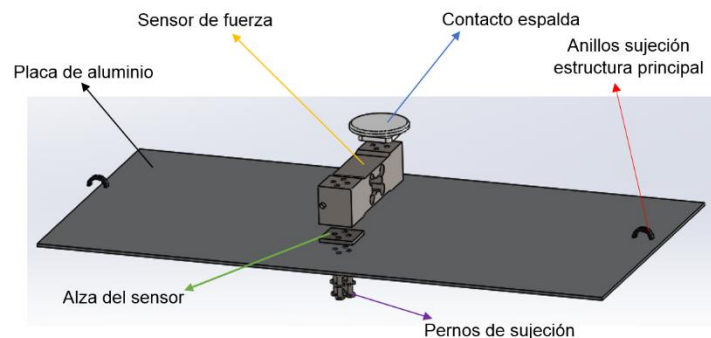
El sistema de actuadores, conformado por el cilindro neumático y tornillo sinfín, es el encargado de posicionarse automáticamente hasta el tórax del paciente y proporcionar las compresiones. El sistema se muestra en la Figura 25.



**Figura 25.** Sistema de actuadores.

### 3.3.4. Detalle tabla dorsal

La tabla dorsal es la estructura rígida que sirve de apoyo para el paciente y para conectar el sistema principal, donde se encuentran los sensores y actuadores que proporcionan las compresiones torácicas. El desglose de componentes de la tabla dorsal se muestra en la Figura 26.



**Figura 26.** Tabla dorsal.

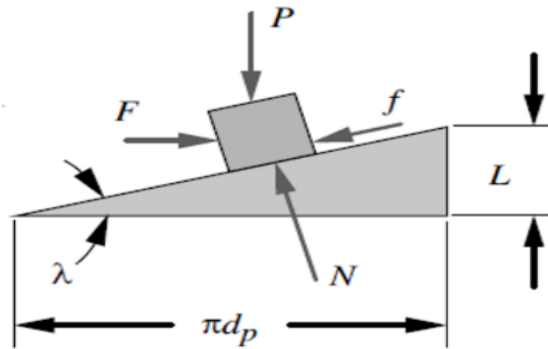
### 3.3.5. Análisis estructural

#### a. Tornillo sinfín.

Este elemento es el encargado de desplazar el cilindro neumático para posicionarlo. Para ello se selecciona un tornillo de rosca cuadrada debido a que proporciona grandes eficiencias en la transmisión, y altas resistencias, además de que se reduce al mínimo las componentes radiales de la fuerza generada entre el tornillo y la camisa (tuerca) (Norton, 2011).

Para este caso se ha seleccionado un tornillo comercial de acero inoxidable con las siguientes especificaciones: diámetro exterior  $D_e = 8mm$ , diámetro interior  $D_i = 6mm$ , número de entradas  $n = 4$  y un avance de 8mm. La resistencia del tornillo debe ser tal que pueda soportar una fuerza de 800N sin que los filetes de la rosca se deformen.

Según Norton (2011), para determinar las fuerzas que actúan en el tornillo, se debe considerar un plano inclinado, tal y como muestra la Figura 27 :



**Figura 27.** Diagrama de fuerzas que actúan en el tornillo al elevar carga.

Fuente: (Norton, 2011)

Donde  $f$  es la fuerza de rozamiento,  $F$  es la fuerza necesaria para levantar la carga, en este caso el subsistema del cilindro neumático,  $P$  es la carga que soportará el tornillo,  $d_p$  es el diámetro medio,  $L$  es el avance del tornillo y  $\lambda$  es el ángulo de hélice.

Se aplica una sumatoria de fuerzas horizontales y verticales:

$$\sum F_x = 0$$

$$F - N \sin \lambda - f \cos \lambda = 0$$

$$\sum F_y = 0$$

$$P + f \sin \lambda - N \cos \lambda = 0$$

Despejando la fuerza normal se obtiene la Ec. 23:

$$N = \frac{P}{\cos \lambda - \mu \sin \lambda}$$

**Ec. 23**

Despejando  $F$  y reemplazando  $N$  se obtiene la Ec. 24:



$$F = \frac{P (\sin \lambda + \mu \cos \lambda)}{\cos \lambda - \mu \sin \lambda}$$

**Ec. 24**

Se calcula el ángulo de hélice:

$$\tan \lambda = \frac{L}{\pi \cdot d_p} = \frac{8}{\pi \cdot (7)}$$

$$\lambda = 20^\circ$$

Se reemplaza  $\lambda$  en Ec. 23 y Ec. 24, considerando que el peso del cilindro y sus acoples y accesorios sea de un máximo de 2kgf:

$$N = \frac{2 * 9.81}{\cos 20 - 0.2 \sin 20} = 22.52[N]$$

$$F = \frac{2 * 9.81 [\sin 20 + 0.2 \cos 20]}{\cos 20 - 0.2 \sin 20} = 11.93[N]$$

Para el cálculo del par de torsión se aplica la Ec. 25:

$$T = F \cdot \frac{d_p}{2}$$

**Ec. 25**

$$T = 486.6 * 0.003 = 0.0358[Nm] = \mathbf{0.365[kgcm]}$$

El resultado obtenido se compara con las especificaciones del motor nema 17 y se observa que el motor soporta levantar el cilindro neumático y sus accesorios.

*Condición de autobloqueo:*

La Ec. 26 representa la condición de autobloqueo, conociéndose el coeficiente de fricción entre el tornillo y la tuerca:

$$\mu \geq \frac{L}{\pi d_p} \cos \alpha$$

**Ec. 26**

Donde  $\alpha$  es el ángulo radial de una cuerda y en las roscas cuadradas es igual a 0, por lo tanto, al reemplazar datos se tiene:

$$0.2 \geq \frac{0.008[m]}{\pi * 0.007[m]}$$

$$\mathbf{0.2 \geq 0.36}$$

En el resultado obtenido se observa que la fricción generada por el tornillo no es suficiente para mantener la carga, por lo que el motor nema 17 debe estar activo en el instante de las compresiones torácicas.

### **Esfuerzos en el tornillo:**

El esfuerzo axial producido en el tornillo se representa mediante la Ec. 27

$$\sigma_t = \frac{F}{A_t} \quad \text{Ec. 27}$$

Donde  $A_t$  es el área de esfuerzo por tensión, la cual se calcula mediante la Ec. 28

$$A_t = \frac{\pi}{16} * (d_p + d_r)^2 \quad \text{Ec. 28}$$

Reemplazando datos para la rosca cuadrada seleccionada se tiene:

$$A_t = \frac{\pi}{16} * (0.007[m] + 0.006[m])^2$$

$$\mathbf{A_t = 3.318x10^{-5}[m^2]}$$

Reemplazando en la Ec. 27 y considerando que la fuerza que va a soportar el tornillo es de 800N, se tiene:

$$\sigma_t = \frac{800[N]}{3.318x10^{-5}[m^2]}$$

$$\sigma_t = 24.1[\text{MPa}]$$

El esfuerzo cortante se determina mediante la Ec. 29.

$$\tau_s = \frac{F}{A_s} \quad \text{Ec. 29}$$

Donde  $A_s$  es el área transversal del filete de la rosca y se calcula mediante la Ec.

30

$$A_s = \pi D_e w_i p \quad \text{Ec. 30}$$

Siendo  $w_i$  un factor de áreas de cortante, que según Norton (2011), tiene un valor de 0.5 para roscas cuadradas, reemplazando los valores se tiene:

$$A_s = \pi * 0.008[m] * 0.5 * 0.008[m]$$

$$A_s = 1.005 \times 10^{-4} [m^2]$$

Reemplazando los datos en la Ec. 29 se tiene:

$$\tau_s = \frac{800[N]}{1.005 \times 10^{-4} [m^2]}$$

$$\tau_s = 7.95[\text{MPa}]$$

Con los resultados obtenidos se procede a calcular el esfuerzo de Von-Mises que viene dado por la Ec. 31:

$$\sigma' = (\sigma_t^2 + 3\tau_s^2)^{1/2} \quad \text{Ec. 31}$$

$$\sigma' = (24.1^2 + 3 * 7.95^2)^{1/2}$$

$$\sigma' = 27.756[\text{MPa}]$$

Una vez obtenido el esfuerzo de Von-Mises se calcula el factor de seguridad con la Ec. 32:

$$f_s = \frac{S_y}{\sigma'} \quad \text{Ec. 32}$$

Donde  $S_y$  es la resistencia a la cedencia del material.

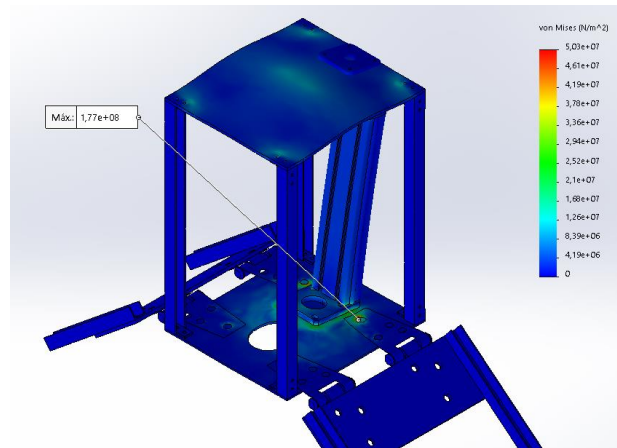
$$f_s = \frac{276[MPa]}{27.756[MPa]} = \mathbf{9.94}$$

Según Budynas y Nisbett (2008), cualquier factor de seguridad mayor a 1 es aceptable, y en este caso se obtuvo un  $f_s$  cercano a 10, por lo que se determina que el tornillo seleccionado es aceptable para su uso en el dispositivo.

#### **b. Estructura principal.**

Se realiza el análisis de la estructura que forma parte del prototipo de RCP mediante un software CAE, cuyos resultados validarán el diseño CAD realizado anteriormente.

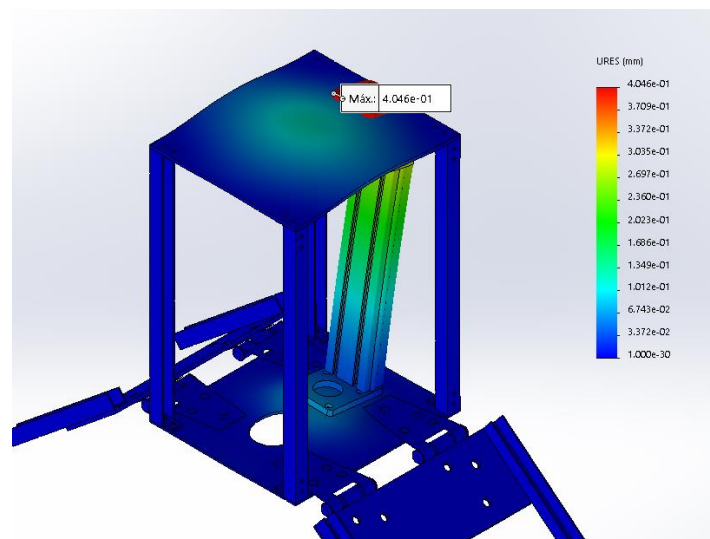
En la Figura 28 se muestra el análisis de esfuerzos de Von-Mises de la estructura, realizado en un software CAE, donde se muestran las tensiones que se ejercen en la estructura del dispositivo.



**Figura 28.** Análisis de esfuerzos de Von-Mises de la estructura principal interna.

Se puede observar que el máximo esfuerzo en la estructura es 177 [MPa] al aplicarse una fuerza de 800[N].

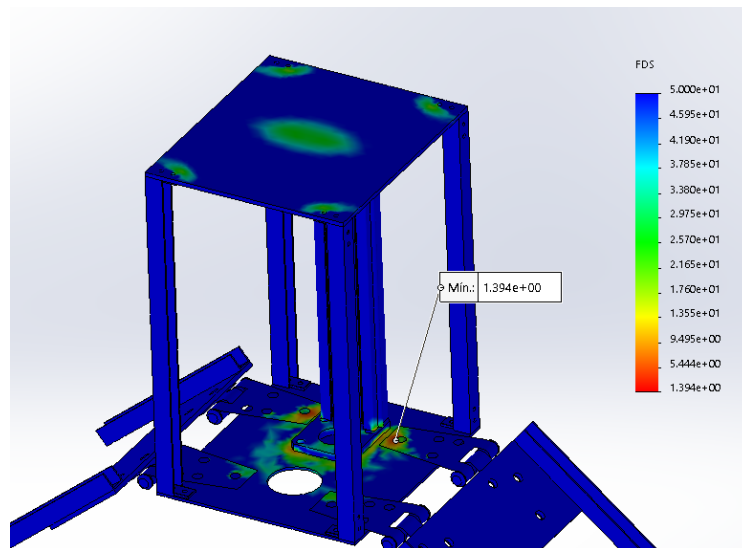
La Figura 29 muestra el análisis de desplazamientos de la estructura, y se determinó que su valor máximo es de 0.4[mm].



**Figura 29.** Análisis de desplazamientos producidos en la estructura interna.

A continuación, se realiza un análisis del factor de seguridad de la estructura, utilizando el valor de esfuerzo máximo de Von-Mises obtenido de la Figura 28. Para

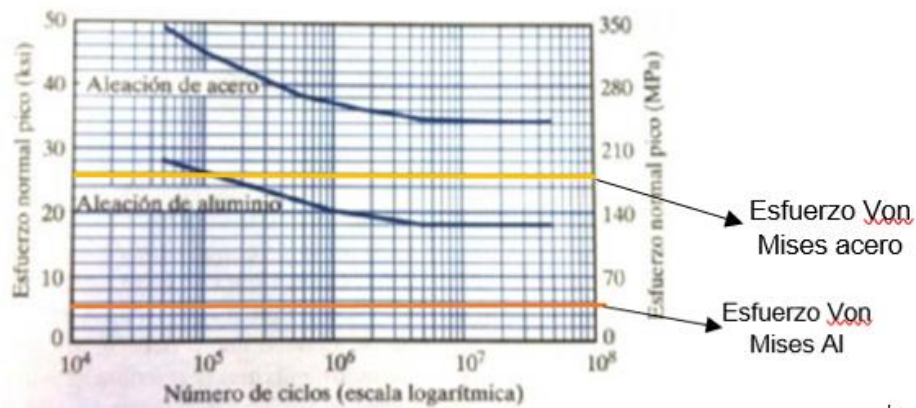
ello se observa la Figura 30 que muestra un análisis del factor de seguridad mediante un software CAE.



**Figura 30.** Análisis de factor de seguridad.

Mediante los resultados obtenidos de la simulación se determina que existe una concentración de esfuerzos en las uniones de las partes, aunque el valor del factor de seguridad es mayor que 1 (1.39) y con ello se determina que el diseño es seguro ya que, según Budynas y Nisbett (2008), los factores de seguridad mayores que 1 son aceptables.

Para determinar si el material seleccionado soporta la fatiga, se determina el esfuerzo generado en la simulación, de la cual se obtuvo que en el aluminio se generó un esfuerzo de 44.4 [MPa], y para las uniones de acero se generó un esfuerzo de 177 [MPa] este valor se lo compara con el diagrama S – N del material que se muestra en la Figura 31:

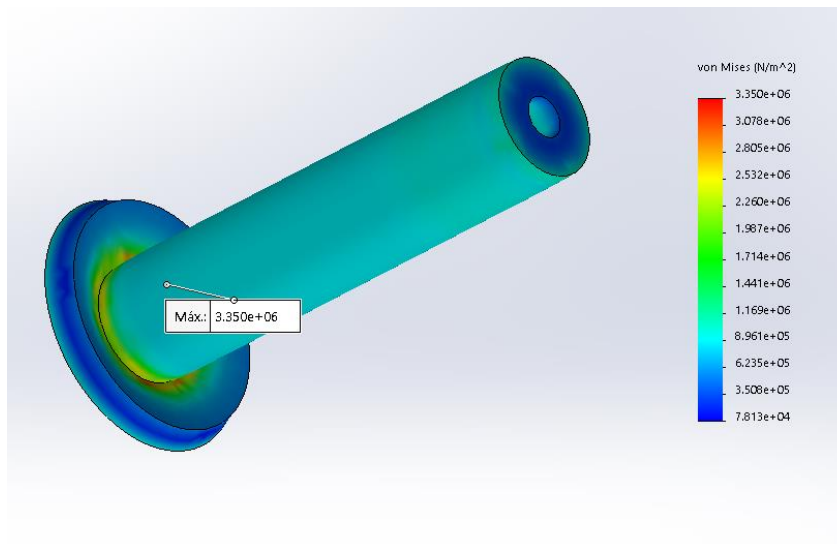


**Figura 31.** Curva S-N para aleación de aluminio y acero.

Fuente: (Hernández Echeverría, 2012)

Con esto se comprueba que el diseño es aceptable y la estructura no se comprometerá al ejecutar las compresiones torácicas.

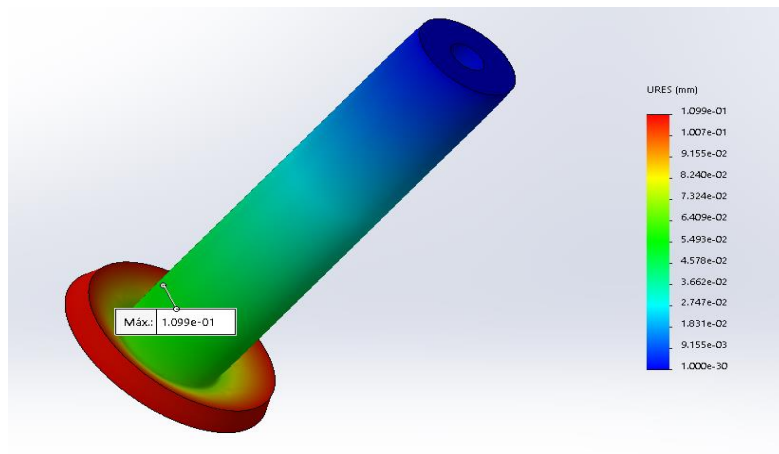
La Figura 32 muestra el análisis de tensiones de Von-Mises de la pieza de compresión con el esternón del paciente y se determinó que el máximo esfuerzo producido es de



**Figura 32.** Análisis pieza de compresión torácica.

Se puede observar que la concentración de tensiones se genera en el cambio de sección transversal de la pieza. Según la simulación, se ha generado un esfuerzo máximo de 3.35 [MPa] al aplicar una fuerza de 800 [N] en la pieza.

La Figura 33 muestra el análisis de desplazamiento y se puede observar que el máximo valor generado es de 0.1 [mm].



**Figura 33.** Desplazamiento de la pieza de compresión.

Para el cálculo del factor de seguridad se utiliza el criterio de Von Mises, aplicando la Ec. 33:

$$\frac{\sigma_{Von\ Mises}}{\sigma_y} < 1 \quad \text{Ec. 33}$$

**Donde:**

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

$\sigma_y$  = Límite elástico del material [MPa]

Reemplazando se obtiene:

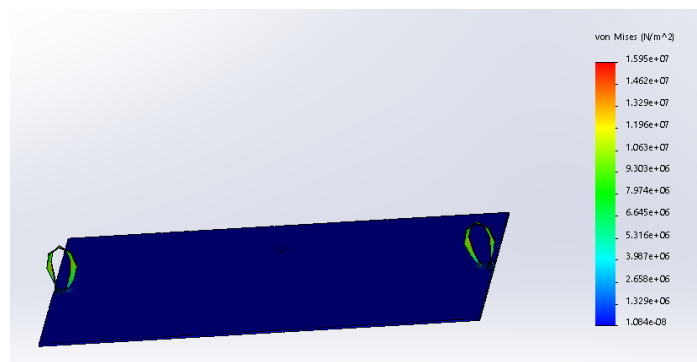
$$\frac{3.35\ [MPa]}{55\ [MPa]} < 1$$



$$0.06 < 1$$

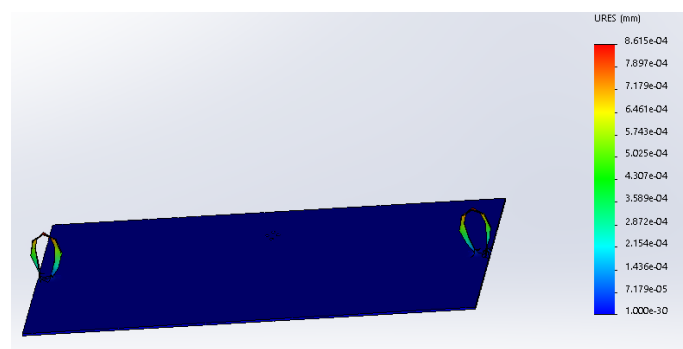
Con el resultado obtenido se concluyó que la pieza de compresión no cederá al aplicar una fuerza de 800 [N], que es la máxima fuerza que puede generar el prototipo de reanimación cardiopulmonar.

La Figura 34 muestra el análisis de esfuerzos de Von Mises para la estructura de la tabla dorsal y se determina que el máximo esfuerzo generado es de 15.95 [MPa].



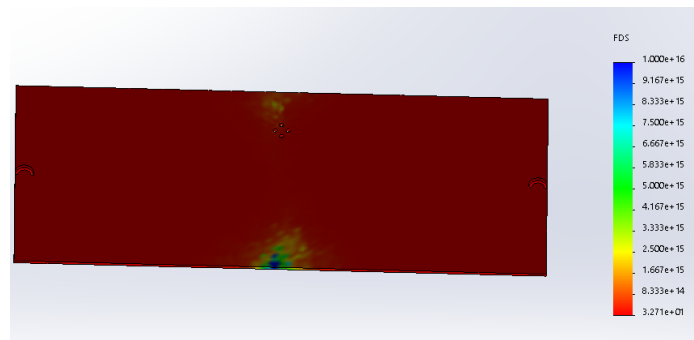
**Figura 34.** Análisis de esfuerzos tabla dorsal.

A continuación, se muestra el análisis de desplazamientos de la tabla dorsal (Figura 35), y se observa que el máximo valor generado es de 0.00008 [mm], al aplicar una fuerza de 800[N] repartidos a cada lado.



**Figura 35.** Desplazamientos tabla dorsal.

El análisis de factor de seguridad se muestra en la Figura 36 y se determina que el mínimo valor de factor es de 32, con lo que se demuestra que el diseño es aceptable.



**Figura 36.** Factor de seguridad tabla dorsal.

### 3.4 Diseño del sistema electrónico.

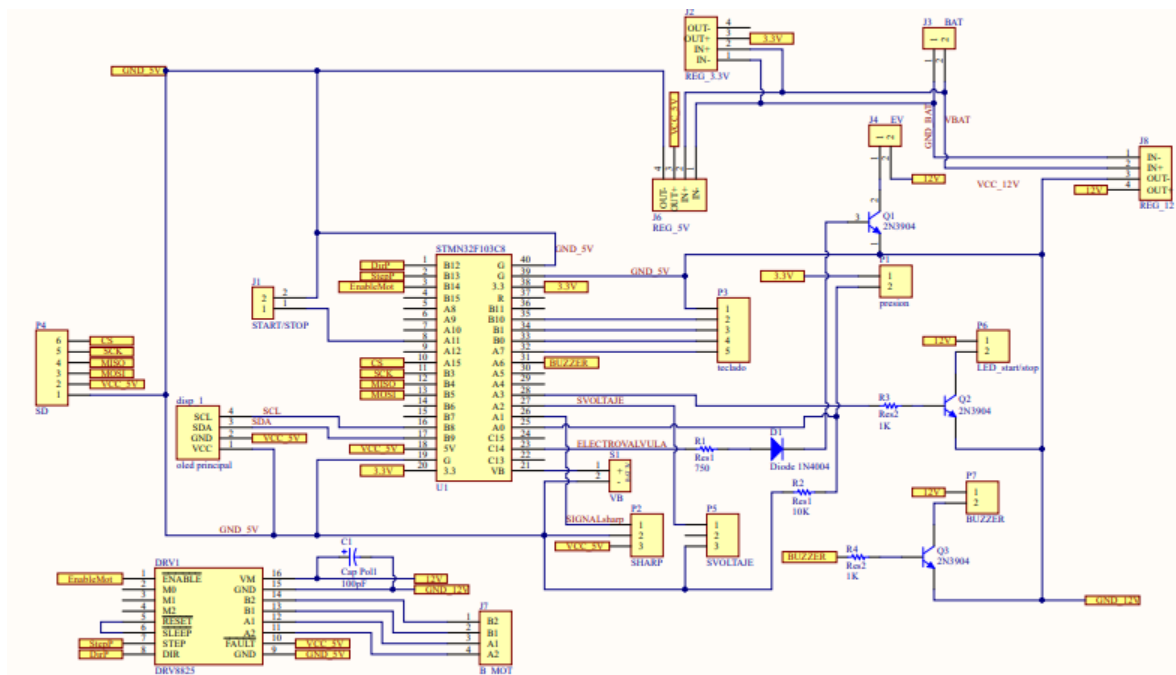
En este apartado se muestra el diseño de las PCB's implementadas en el prototipo de reanimación cardiopulmonar, como también la conformación y función de cada elemento del mismo.

#### 3.4.1. PCB's.

Para el diseño del PCB, se toma en cuenta los elementos anteriormente seleccionados, para así colocarlos de una manera funcional en una placa electrónica.

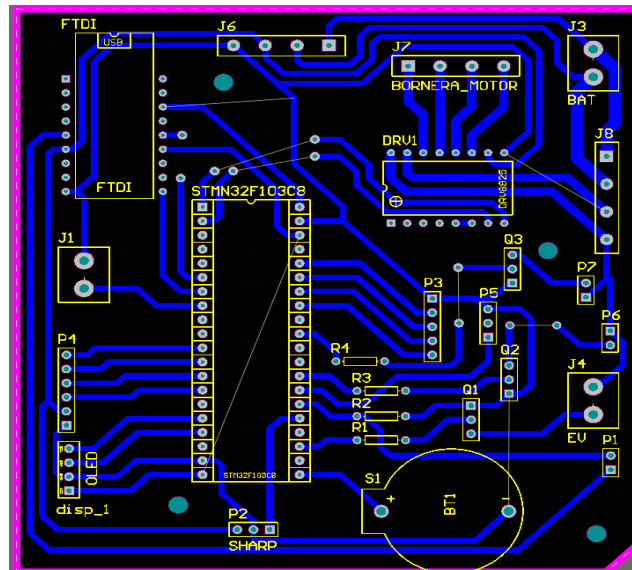
### a. PCB sistema de compresión torácica.

Para el diseño del PCB se toma en consideración como principal componente la tarjeta de control STM32F103C, que es la que controlará las compresiones torácicas, una vez realizado la ubicación de la misma, se procede a realizar las conexiones de los elementos electrónicos, previamente seleccionados Figura 37 .



**Figura 37.** Esquemático de conexiones para la ejecución de compresiones torácicas.

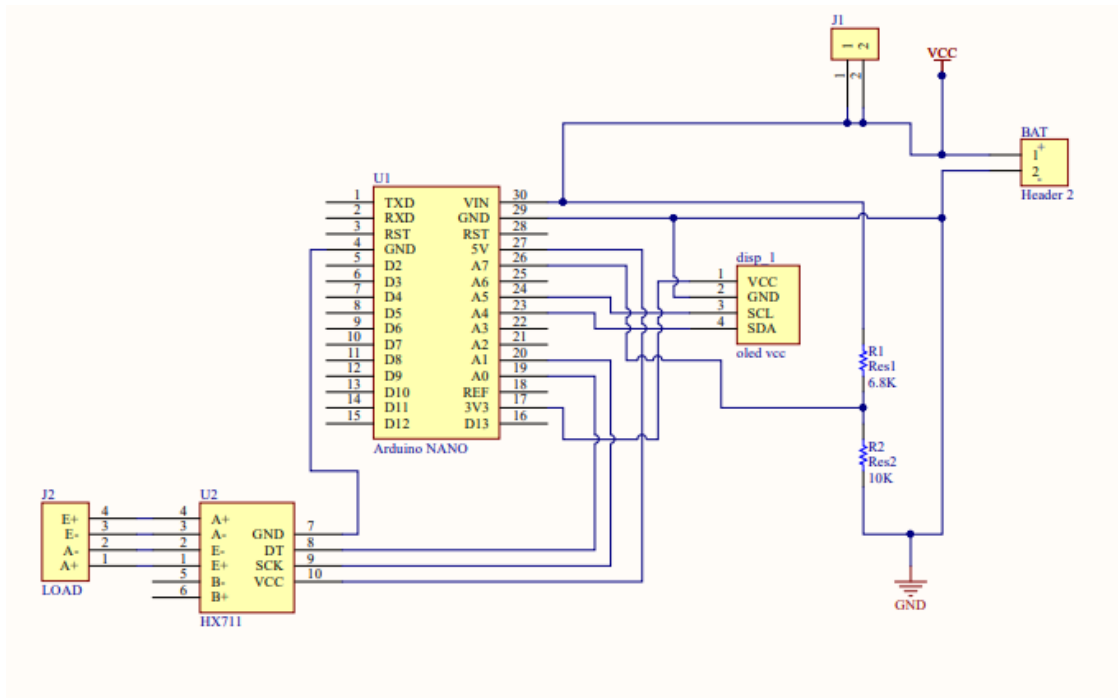
Una vez que se realiza el esquemático de conexiones, se procede al diseño de la PCB, la misma que se encuentra en la Figura 38.



**Figura 38.** Diseño de PCB para ejecución de compresiones torácicas

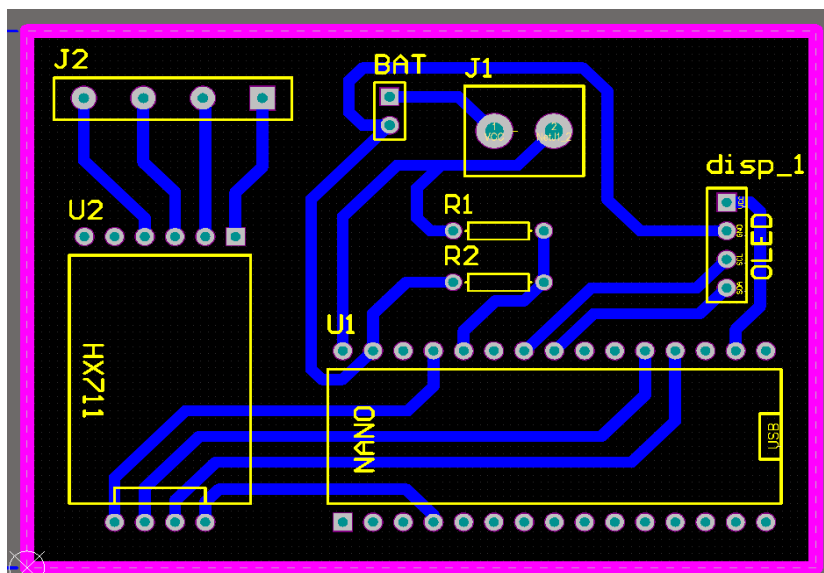
#### **b. PCB tabla dorsal.**

Para el diseño de la PCB que se ubica en la tabla dorsal del prototipo, se toma en consideración como principal componente la tarjeta de control del mismo que en este caso es un Arduino NANO, que es la que obtiene la lectura de la fuerza ejercida en la célula de carga, una vez realizado la ubicación de la misma, se procede a realizar las conexiones de los elementos electrónicos, previamente seleccionados (Figura 39).



**Figura 39.** Esquemático de conexiones para sensor de Fuerza.

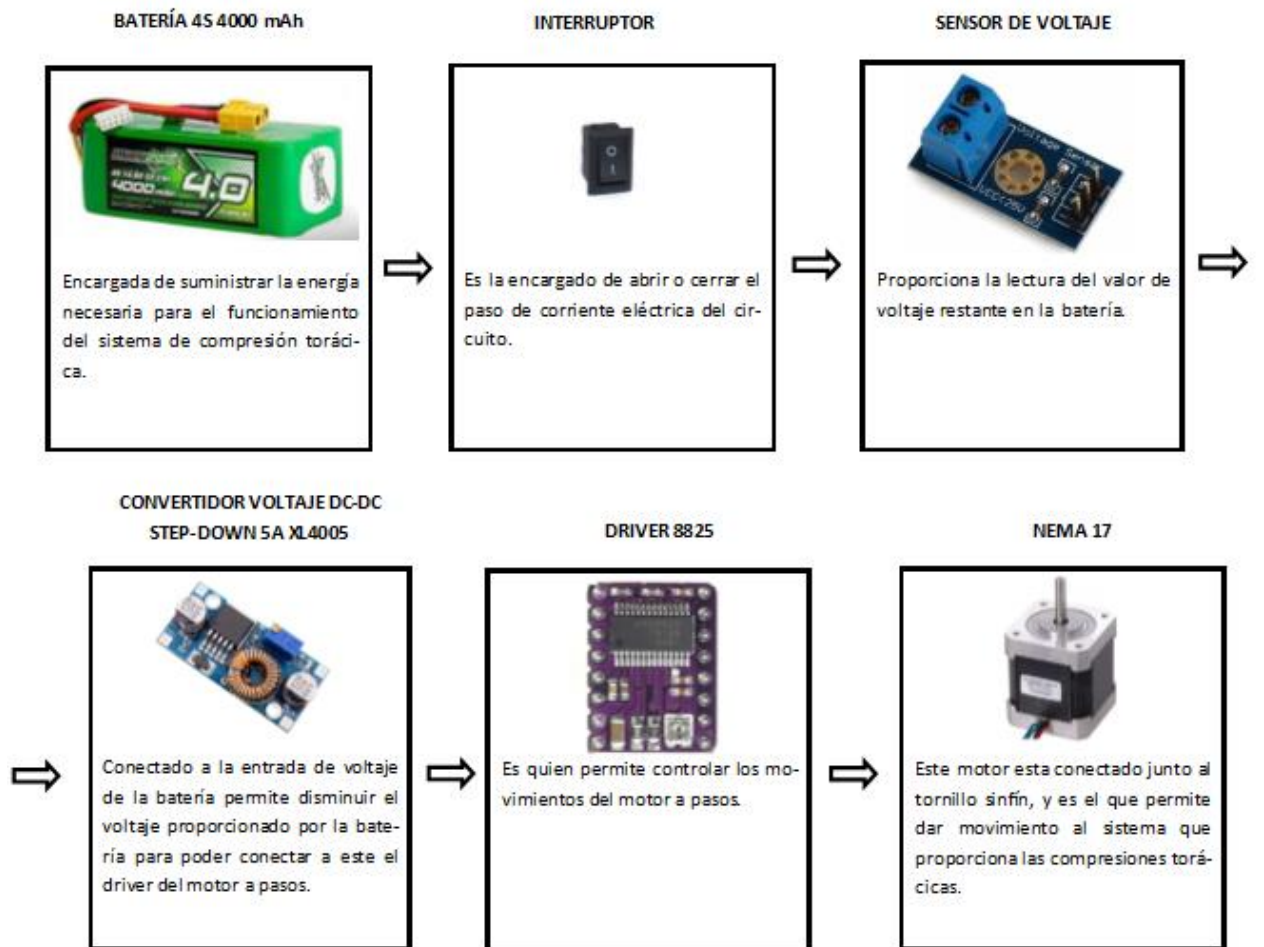
Una vez que se realiza el esquemático de conexiones, se procede al diseño de la PCB, la misma que se encuentra en la Figura 40.



**Figura 40.** Diseño PCB de la tarjeta para la tabla dorsal.

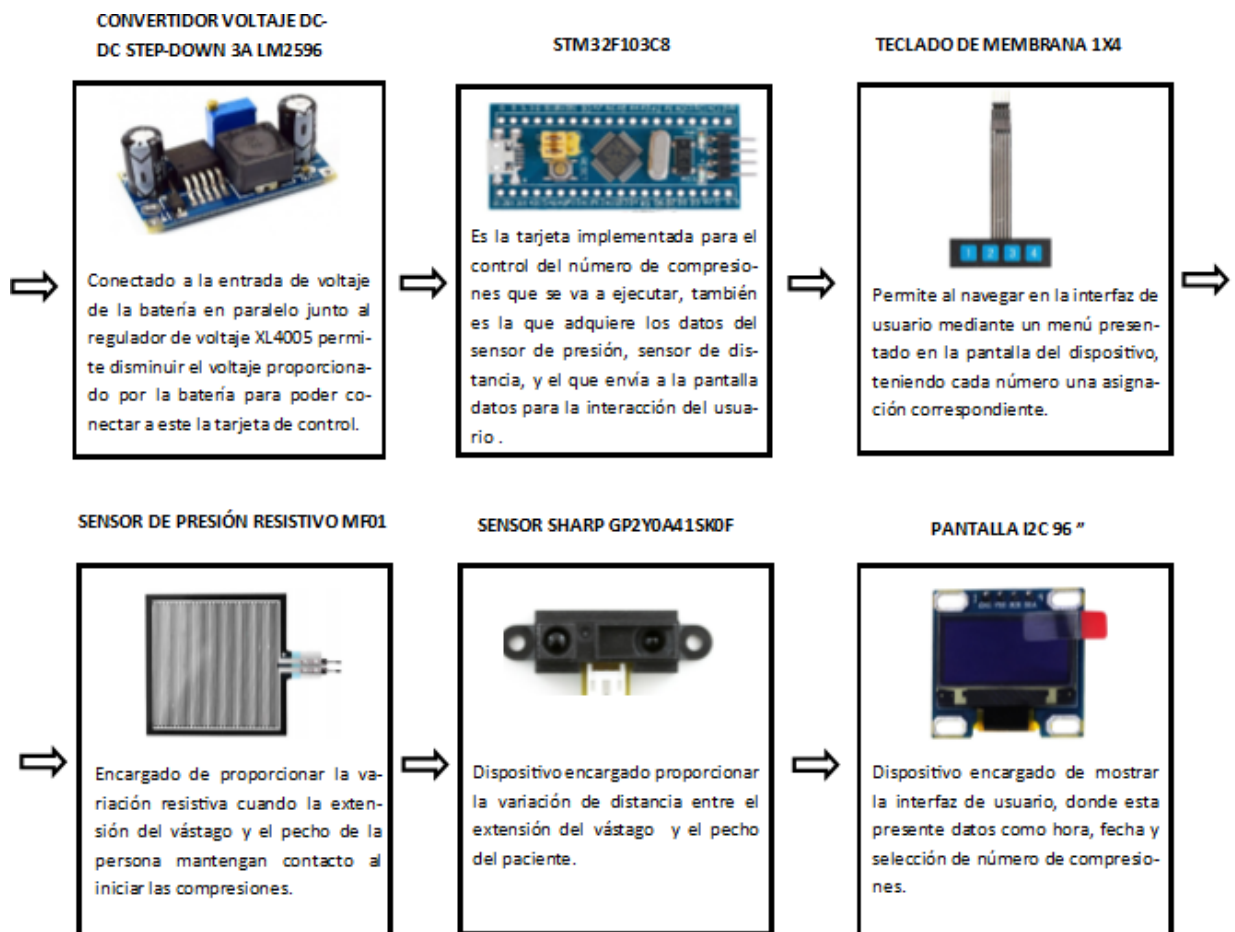
### 3.4.2. Ensamblaje del sistema electrónico para la ejecución de compresiones torácicas.

En la Figura 41 y Figura 42 se muestra la manera en la cual funcionara el diseño electrónico implementado para la ejecución de las compresiones torácicas.



**Figura 41.** Montaje de elementos electrónicos para la ejecución de las compresiones torácica (parte 1).

Fuente: (RCDRONE, 2017; rpelectronics, 2017; Naylamp Mechatronics, 2019; Pololu, 2019; BricoGeek, 2017)

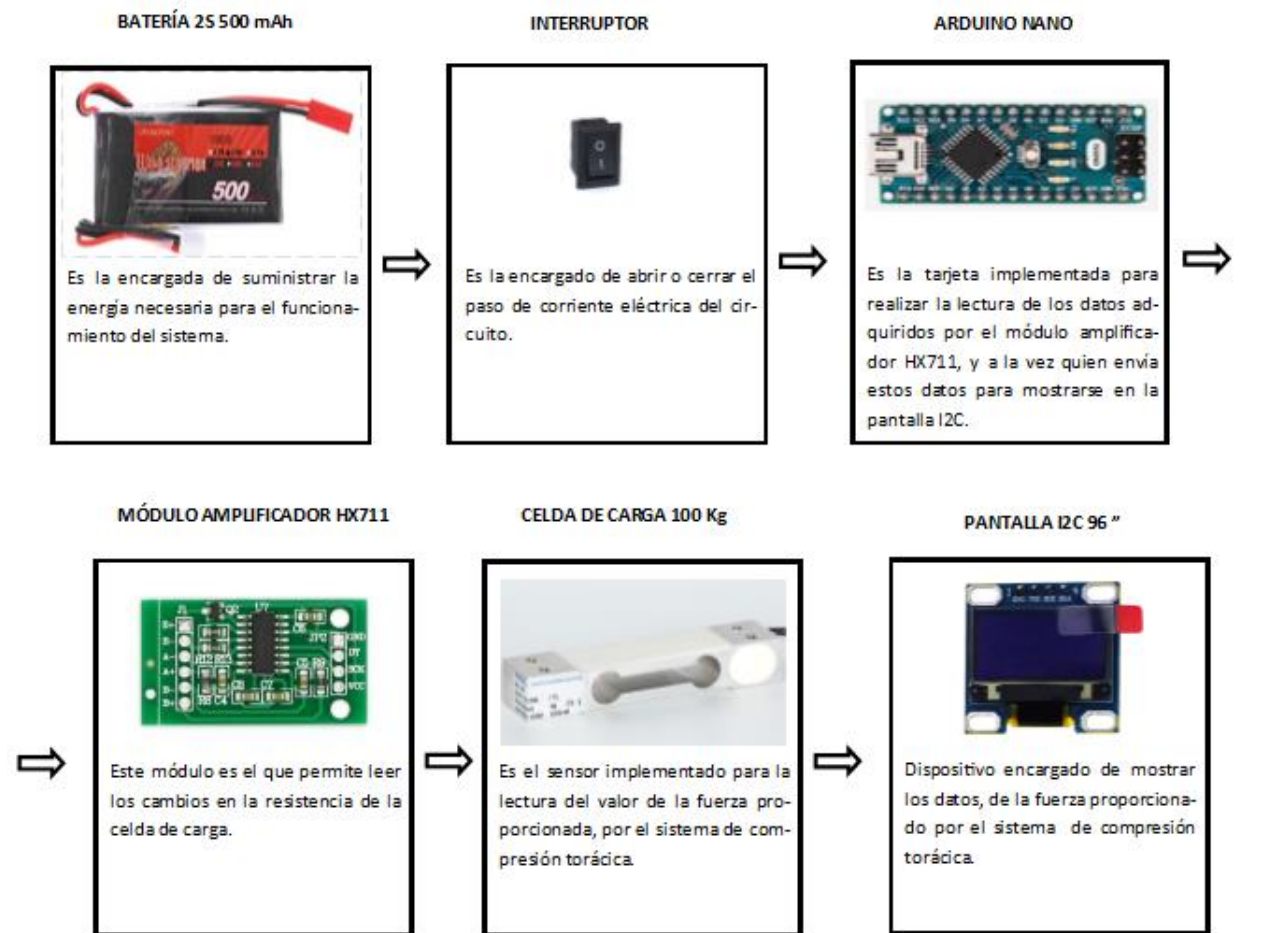


**Figura 42.** Montaje de elementos electrónicos para la ejecución de las compresiones torácica (parte 2).

**Fuente:** (Naylam Mehatronics, 2018; STMicroelectronics, 2019; Carrod Electrónica, 2014; Naylamp Mechatronics, 2016; Hetpro, 2019; Electrónica Práctica Aplicada, 2018)

### 3.4.3. Ensamblaje del sistema electrónico de la tabla dorsal.

En la Figura 43 se muestra la manera en la cual funcionara el diseño electrónico implementado para la lectura de la fuerza proporcionada por el sistema de compresión torácica.



**Figura 43.** Montaje de elementos electrónicos para la lectura de la fuerza proporcionada por el sistema de compresión torácica.

**Fuente:** (AV Electronics, 2019; ARDUINO, 2019; Naylamp Mechatronics, 2019; Mettler Toledo, 2018; Electrónica Práctica Aplicada, 2018)



## **CAPÍTULO IV**

### **CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR**

#### **4.1. Construcción y ensamble de las diferentes piezas del prototipo de reanimación cardiopulmonar y de su sistema mecánico.**

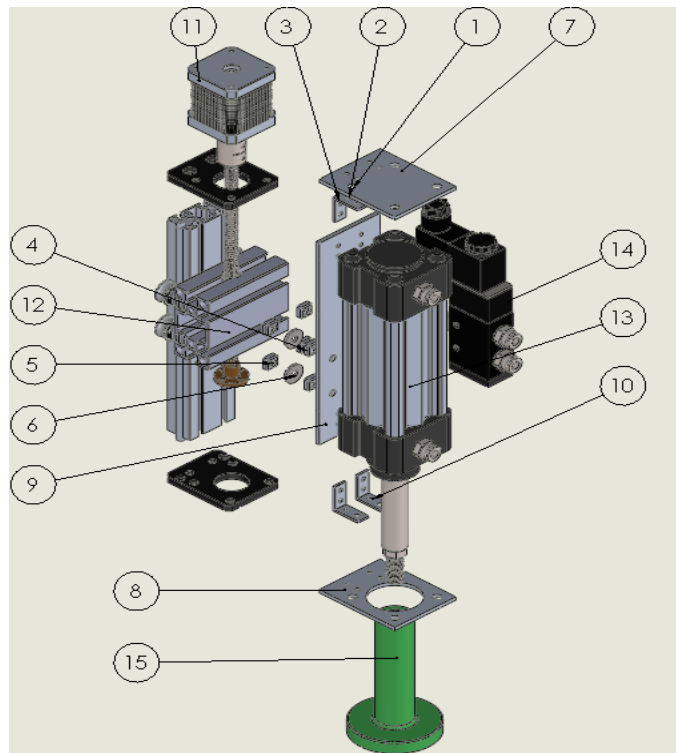
En el siguiente apartado se detalla la construcción de los sistemas y subsistemas mecánicos que conforman el prototipo de reanimación cardiopulmonar.

Las placas estructurales que conforman el prototipo son de aluminio liso de 3 mm de espesor y las uniones de las mismas son realizadas por pernos M5 x15mm con su respectiva tuerca y arandela.

##### **4.1.1. Subsistema de actuadores (tornillo sinfín y cilindro neumático)**

El subsistema presentado en la Figura 44, es el que permite posicionar al cilindro neumático con la ayuda de un tornillo sinfín, accionado por un motor a pasos NEMA 17 en el extremo superior del mismo, este se ubica hasta hacer contacto con el tórax del paciente, para así accionar el vástago del cilindro.

El diseño CAD se muestra a continuación, previo a su construcción.



**Figura 44.** Vista en explosión del subsistema de sujeción tornillo sinfín y cilindro neumático

Los materiales implementados para la construcción de este subsistema se lo detallan a continuación en la Tabla 18.

**Tabla 18**

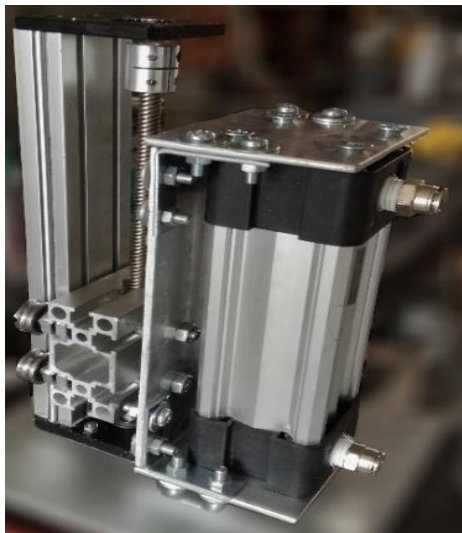
*Materiales implementados para la construcción del subsistema tornillo sinfín y cilindro neumático.*

Identificador	Descripción
1	Perno M5 x 15 mm
2	Tuerca M5
3	Arandelas M5
4	Perno M6,5 x 25 mm
5	Tuerca M6,5
6	Arandela M6,5

**CONTINÚA** 

7	Placa superior de soporte de cilindro
8	Placa inferior de soporte de cilindro
9	Placa posterior de soporte de cilindro
10	Ángulo 90 grados de sujeción
11	Motor NEMA 17
12	Sistema Tornillo sinfin
13	Cilindro doble efecto
14	Electroválvula 5/2
15	Pieza de compresión torácica

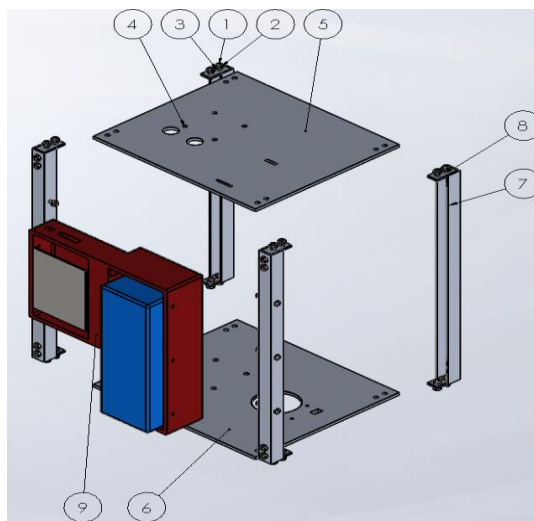
El subsistema resultante se muestra en la Figura 45.



**Figura 45.** Subsistema de sujeción tornillo sinfin y cilindro neumático.

#### 4.1.2. Sistema de sujeción de actuadores

El sistema presentado en la Figura 46, es el que permite sujetar al subsistema conformado por el tornillo sinfín y cilindro neumático, y a la vez es el encargado de sujetar tanto las bases del prototipo, como también soportes para la parte de control del mismo.



**Figura 46.** Vista a explosión del sistema de sujeción de actuadores.

Los materiales implementados para la construcción del sistema se detallan en la Tabla 19.

**Tabla 19**

*Materiales implementados para la construcción del sistema de sujeción tornillo sinfín y cilindro neumático.*

Identificador	Descripción
1	Perno M5 x 15 mm
2	Tuerca M5
3	Arandelas M5
4	Perno M3 x 15 mm, Tuerca M3, Arandela M3.

**CONTINÚA** 

5	Placa principal superior
6	Placa principal inferior
7	Soportes de placas principales
8	Ángulo 90 grados de sujeción
9	Soporte de batería y tarjeta de control

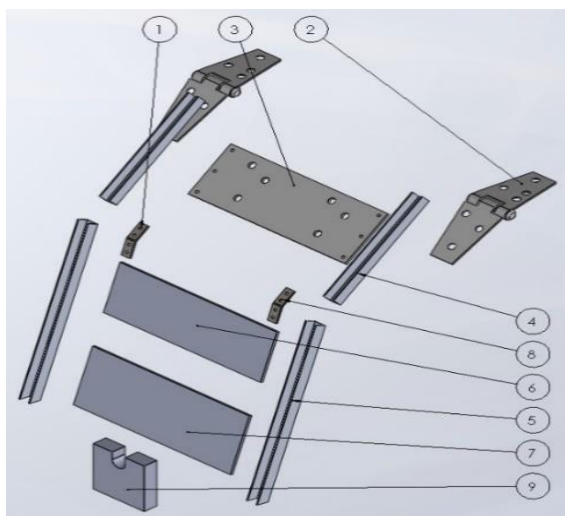
La construcción de la estructura se muestra a continuación en la Figura 47, conjuntamente con el subsistema de tornillo sinfín y cilindro neumático



**Figura 47.** Sistema de sujeción de tornillo sinfín y cilindro neumático.

#### **4.1.3. Sistema de fijación del prototipo a la tabla dorsal.**

El sistema que se muestra en la Figura 48, es el que permite dar una altura representativa desde la placa principal inferior hasta la altura de la camilla, proporcionando así un agarre mediante un mecanismo de fijación ubicado al final de los brazos del prototipo.



**Figura 48.** Vista a explosión del sistema de fijación del prototipo a la tabla dorsal

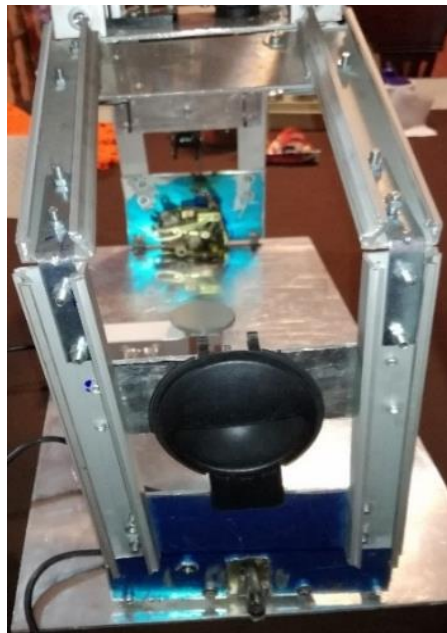
Los materiales implementados para la construcción del sistema de fijación se lo detallan a continuación en la Tabla 20.

**Tabla 20**

*Materiales implementados para la construcción del sistema de fijación del prototipo.*

Identificador	Descripción
1	Perno M5 x 15 mm, Tuerca M5, Arandelas M5
2	Bisagras
3	Placa de unión entre bisagra y brazos
4	Brazo superior
5	Brazo inferior
6	Placa de soporte para mecanismo de apertura
7	Placa de soporte de mecanismo de sujeción
8	Ángulo 135 grados de sujeción
9	Mecanismo de sujeción

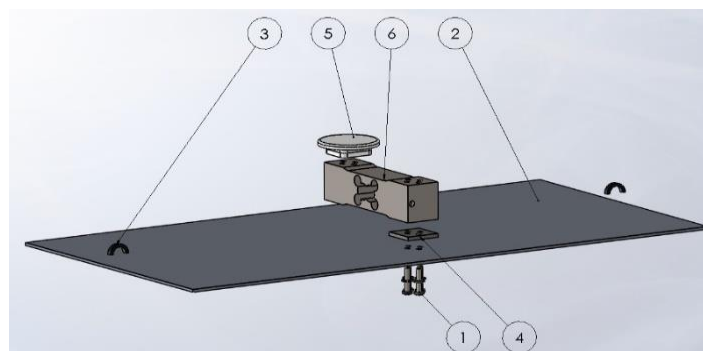
La construcción del sistema de fijación se muestra a continuación en la Figura 49.



**Figura 49.** Sistema de fijación del prototipo a la tabla dorsal.

#### 4.1.4. Tabla dorsal.

La tabla dorsal presentada en la Figura 50, es el sistema que permite colocar al paciente en la posición correcta para poder llevar a cabo las compresiones torácicas, como también en donde se fija los brazos del prototipo, además en esta tabla dorsal estará equipada con un sensor de fuerza, el que permitirá comprobar que la fuerza aplicada para la realización de las compresiones otorgadas por el prototipo de RCP sea constante, al ser este aplicado sobre un paciente.



**Figura 50.** Vista a explosión de la tabla dorsal.

Los materiales implementados para la construcción de la tabla dorsal se lo detallan a continuación en la Tabla 21.

**Tabla 21**  
*Materiales para la construcción de la tabla dorsal.*

Identificador	Descripción
1	Perno M6 x 25 mm, Arandelas M6
2	Placa base la tabla dorsal
3	Anillo de sujeción
4	Alza de sensor
5	Contacto del sensor y espalda del paciente
6	Sensor de fuerza

Una vez ya detallado tanto materiales como su diseño CAD, la construcción del mismo se muestra a continuación en la Figura 51.



**Figura 51.** Tabla dorsal.

#### **4.2. Recubrimiento de los sistemas mecánicos del prototipo de reanimación cardiopulmonar.**

En el siguiente apartado se detalla la manera en la cual se procede al recubrimiento de la parte mecánica del prototipo de reanimación cardiopulmonar, este recubrimiento



está formado de tres partes principales, las cuales son el sistema del actuador del prototipo, brazos de fijación y la tabla dorsal, todos estos recubrimientos serán llevados a cabo con la utilización de fibra de vidrio, el mismo q posee un espesor de 2mm (Figura 52).



**Figura 52.** Recubrimiento con fibra de vidrio de los sistemas mecánicos.

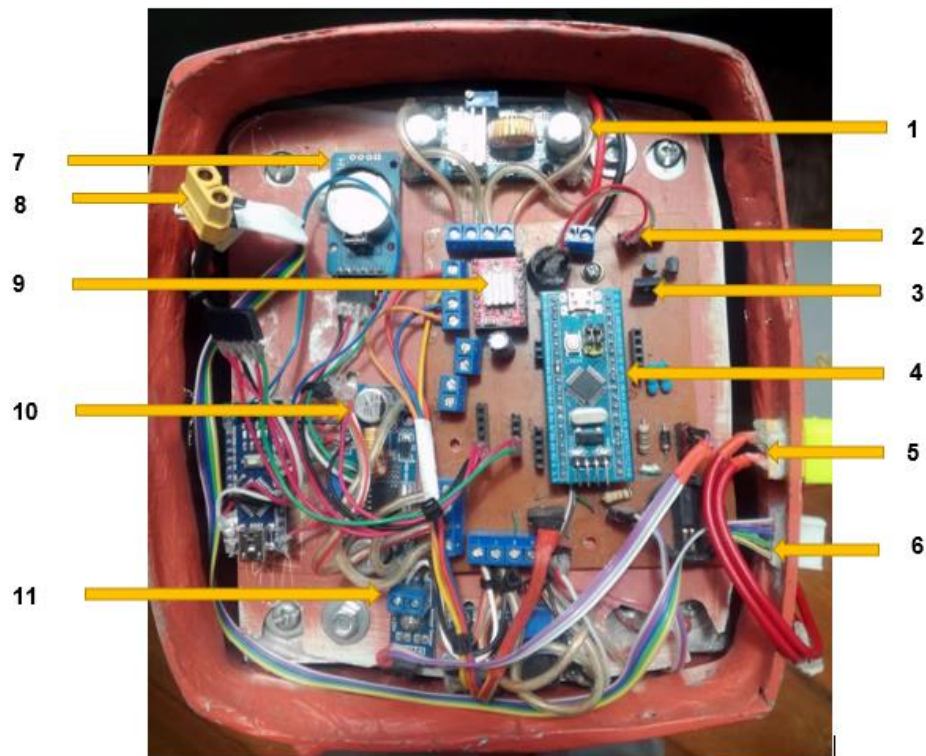
Una vez ya realizado el recubrimiento con la fibra de vidrio se procede con el proceso de pintura del prototipo, el mismo que se lleva a cabo un proceso de pintura al horno, con el cual se obtiene una terminación mucho más resistente y un acabado de gran dureza (Figura 53).



**Figura 53.** Prototipo pintado.

#### **4.3. Implementación del sistema electrónico.**

En este apartado se detalla los componentes electrónicos que forman parte del sistema de compresión torácica (Figura 54).



**Figura 54.** Implementación del sistema electrónico interno para la ejecución de compresiones torácicas.

La Tabla 22 muestra la lista de componentes electrónicos internos, que forman parte del sistema de compresión torácica.

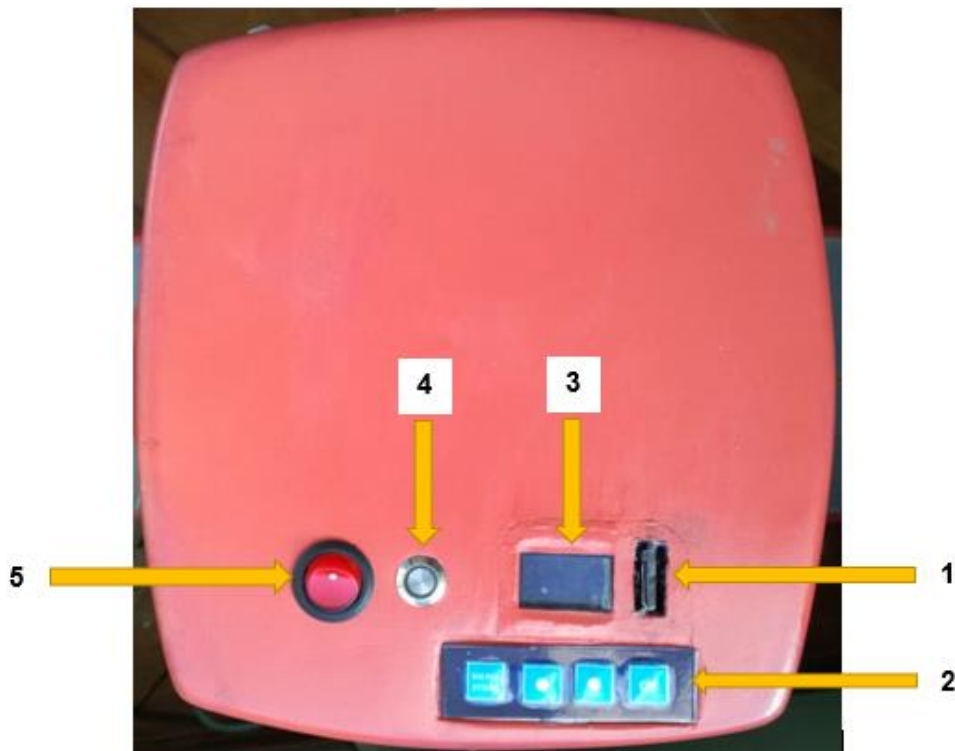
**Tabla 22**

*Lista de componentes electrónicos internos implementados en el sistema de compresión torácica.*

Identificador	Descripción
1	Regulador de tensión a 5 [V]
2	Buzzer
3	Transistor BJT BD1306
4	Tarjeta STM32F103C6T8
5	Conector XT90 para la carga de batería
6	Balanceador para la carga

**CONTINÚA** 

7	Módulo RTC DS3231
8	Conector de batería
9	Driver A4988
10	Regulador de tensión a 12 [V]
11	Sensor de voltaje



**Figura 55.** Elementos electrónicos externos para el funcionamiento del sistema de compresión torácica.

La Tabla 23 muestra la lista de componentes electrónicos externos, que forman parte del sistema de compresión torácica.

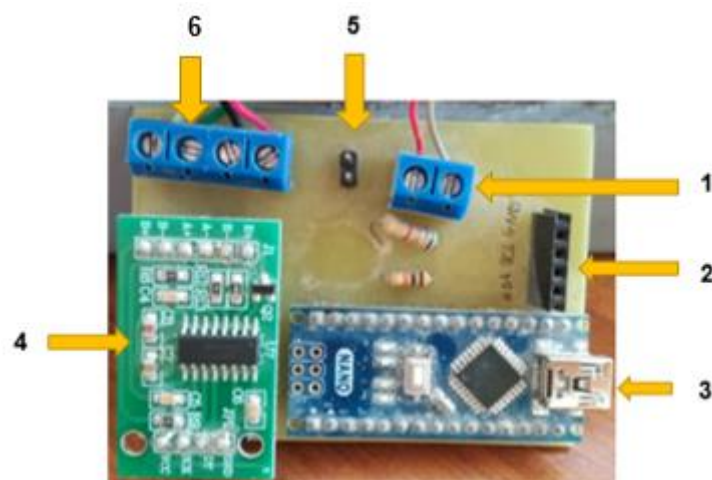
**Tabla 23**

*Lista de componentes electrónicos externos para la ejecución del sistema de compresión torácica.*

Identificador	Descripción
---------------	-------------

CONTINÚA 

1	Lector de memoria micro SD
2	Teclado matricial 4x1
3	Pantalla OLED 0.96"
4	Pulsador de inicio
5	Interruptor de encendido



**Figura 56.** Componentes electrónicos internos de la tabla dorsal.

La Tabla 24 muestra la lista de componentes electrónicos internos, que forman parte de la tabla dorsal.

#### **Tabla 24**

*Lista de componentes electrónicos de la tabla dorsal.*

Identificador	Descripción
1	Conector para pulsador
2	Conectores para la pantalla OLED de 0.96"
3	Arduino NANO
4	Módulo HX711
5	Conexión de batería

**CONTINÚA** 

---

6	Conexión de la celda de carga de 100 Kg
---	---

---

## CAPÍTULO V

### ELABORACIÓN DEL SISTEMA DE CONTROL

#### 5.1. Interfaz gráfica

En el diseño de la interfaz gráfica con el usuario se establecen ventanas que mostrarán información específica, para ello se hace el uso de una pantalla OLED monocromática de 0.96" que se ha seleccionado anteriormente con la librería "U8g2lib.h", la misma que permite el control de la pantalla por comunicación I2C.

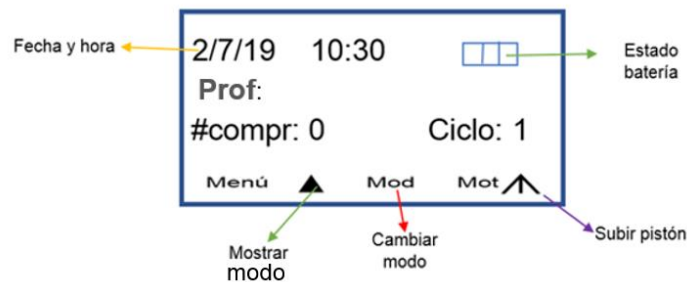
La interfaz cuenta con 5 ventanas que se muestran en pantalla según se manipule el teclado matricial de membrana 4x1, que permiten un intuitivo control del dispositivo y que la supervisión de la ejecución de la RCP por parte del personal de asistencia sea sencilla.

La Figura 57 muestra la ventana inicial que se activa cuando se enciende el dispositivo. Esta ventana muestra información de la hora y fecha actual, el estado de la batería en forma de barra, el modo en que se encuentra ejecutando las compresiones torácicas (30/2 y/o continuo), el número de compresión en el que se encuentra actualmente, el número de ciclo en el caso de que el modo sea 30/2, y muestra 4 opciones en la parte inferior que corresponden a la función de cada pulsador del teclado matricial: el botón "Menú" activa la pantalla de menú, el botón "▲" cumple la función de cambiar a la ventana que muestra la profundidad de las compresiones, el botón "Mod" cambia el modo de 30/2 a continuo o viceversa, y el botón "Mot↑" hace que el pistón se desplace hacia arriba siempre y cuando las compresiones están en pausa.



**Figura 57.** Ventana inicial.

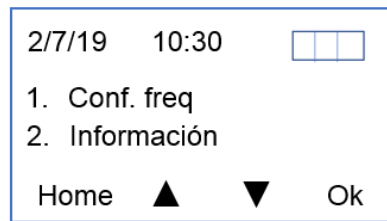
La Figura 58 muestra una ventana secundaria donde se muestra la profundidad de las compresiones. Al igual que la ventana inicial (Figura 57) la única diferencia que presenta esta ventana es que muestra la profundidad de las compresiones en lugar del modo de operación.



**Figura 58.** Ventana profundidad.

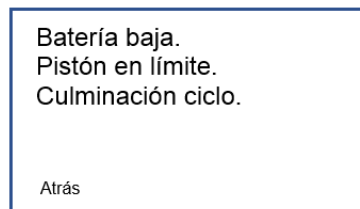
La Figura 59 muestra la ventana que se activa al presionar la tecla "Menú". En esta ventana se muestra la fecha y hora actuales, el estado de la batería, muestra opciones de configuración de la frecuencia en la cual se puede escoger frecuencias de 100, 105 y 110 compresiones/minuto; mostrar información acerca de las alarmas que posee el dispositivo, como puede ser batería baja, si el pistón se ha desplazado a sus extremos, y cuando termina cada ciclo de compresión siempre y cuando está en modo 30/2.





**Figura 59.** Ventana de menú.

La Figura 60 muestra la ventana de información acerca de las alarmas que tiene configurado el dispositivo.



**Figura 60.** Ventana de Información.

## 5.2. Configuración de tarjetas y software de desarrollo

Una vez terminada la construcción del prototipo, tanto la parte estructural y la tarjeta de control (PCB), se procede a realizar las configuraciones pertinentes para la programación de las tarjetas de control, las cuales son la STM32F103C6T8 y Arduino NANO.

Para el desarrollo del proyecto se realizó los programas en Arduino y para poder trabajar con la STM32F103 y con el Arduino IDE se realiza la siguiente configuración:

- Instalación de STM32duino: librería para trabajar con microprocesadores ARM Cortex-M3.
- Descarga de librerías necesarias para el desarrollo del algoritmo de control como son: "u8g2lib.h" necesaria para el manejo y control de la pantalla OLED I2C; "AccelStepper.h" necesaria para el control del motor Nema 17.

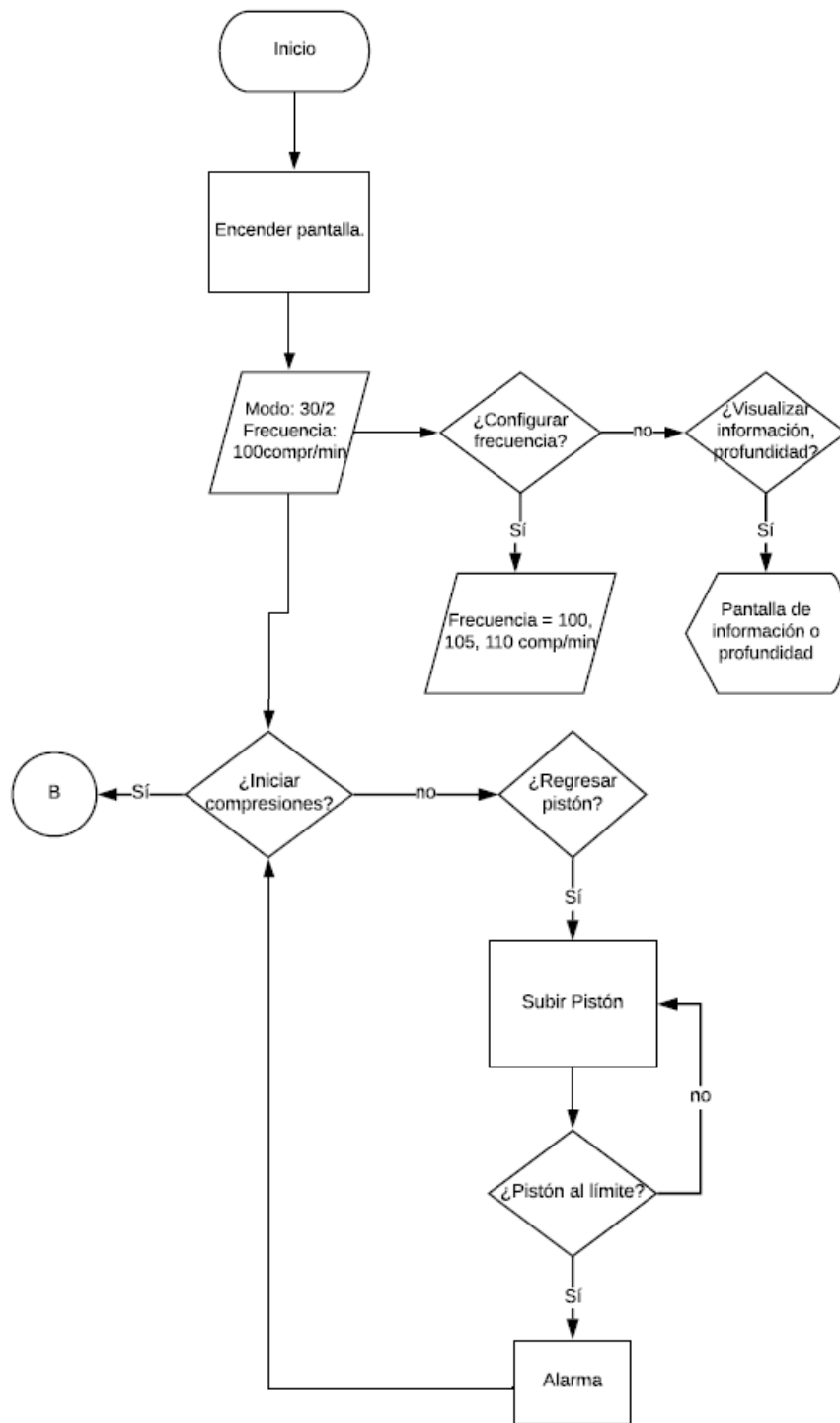
- Modificación de librerías: Se realiza un re-mapeo de pines de la tarjeta para utilizar puertos de comunicaciones a conveniencia.
- Para leer la fecha y hora del reloj DS3132 se necesita la librería RTCLib que viene integrada en el Arduino IDE, además de la librería SD para escribir datos en una tarjeta microSD.
- Para la lectura del sensor de fuerza se debe descargar la librería "HX711.h" para establecer la comunicación con el módulo amplificador.

### **5.3. Desarrollo del código**

El código de programación se desarrolló en lenguaje C, en el entorno integrado de desarrollo de Arduino tanto del Arduino NANO y de la tarjeta STM32F103, para ésta última fue necesario la instalación del STM32duino que es de uso libre.

#### **5.3.1. Código de la tarjeta de control**

En la Figura 61 y Figura 62 se muestra el diagrama de flujo del algoritmo de programación implementado en el sistema de compresión torácica.



**Figura 61.** Diagrama de flujo del sistema de compresión torácica (parte 1).

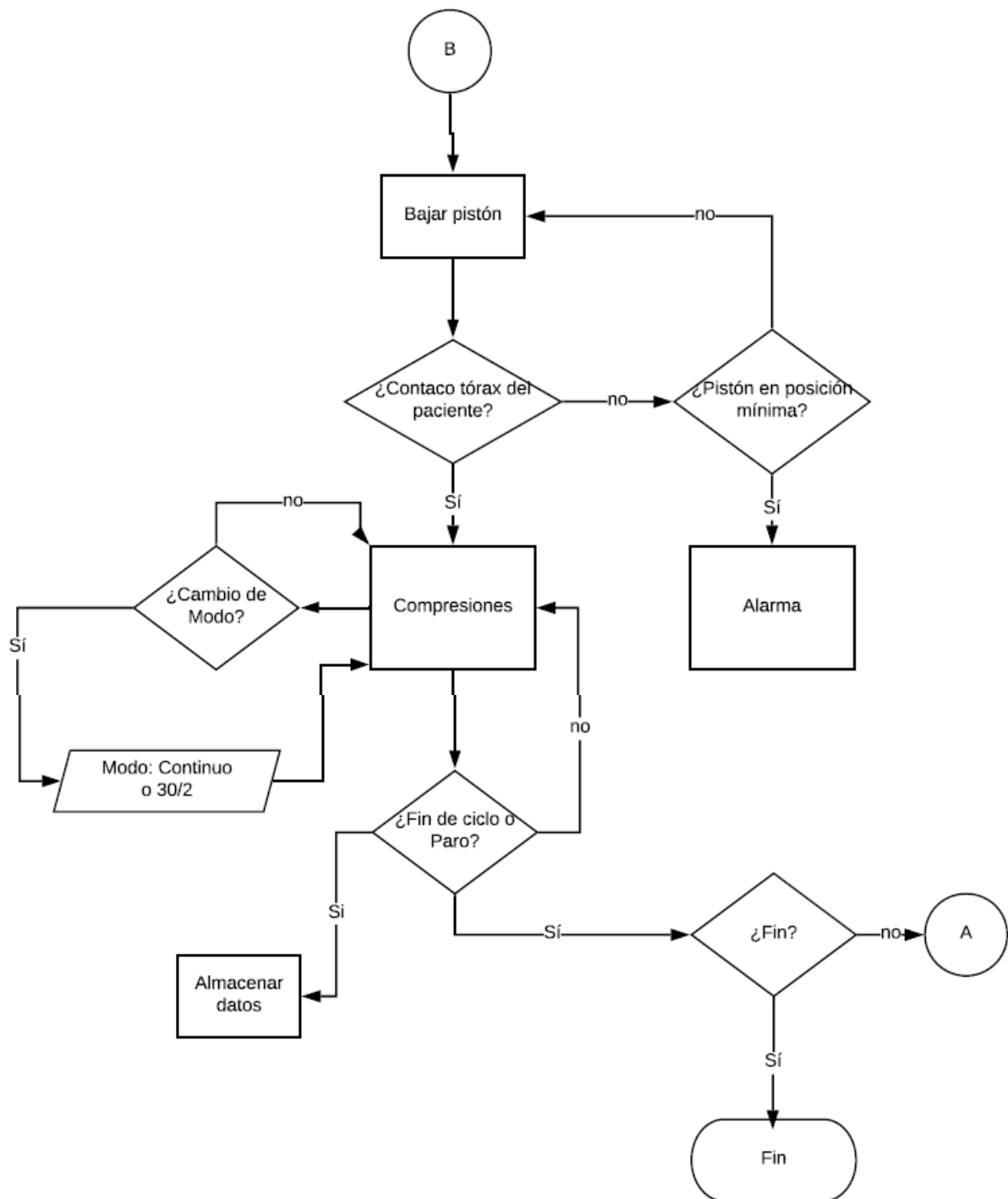


Figura 62. Diagrama de flujo del sistema de compresión torácica (parte 2).

El código de la tarjeta de control es el programa principal que controlará los ciclos del RCP, leerá los sensores implementados, ejecutará el algoritmo de control y dará la señal de activación a los actuadores del prototipo. De las funciones principales que existen en el algoritmo es la creación e inicialización de los objetos de las clases que

controlan la pantalla OLED, el motor Nema 17, la creación de los timers que controlarán las compresiones torácicas y las alarmas programadas (Figura 63).

Para el control de las compresiones fue necesaria la utilización de los timers integrados en la STM32F103, debido a que no pueden verse afectados por los retardos del programa principal, ya que se modificaría la frecuencia de las compresiones torácicas, y por ello se obtuvo la ventaja de que las compresiones sigan ejecutándose a una frecuencia constante sin importar que el programa principal entre a un ciclo infinito mientras se active un pulsador del teclado. En la definición de pines I/O, para la lectura de las señales digitales se hace uso de las resistencias Pull-Up internas de la tarjeta.

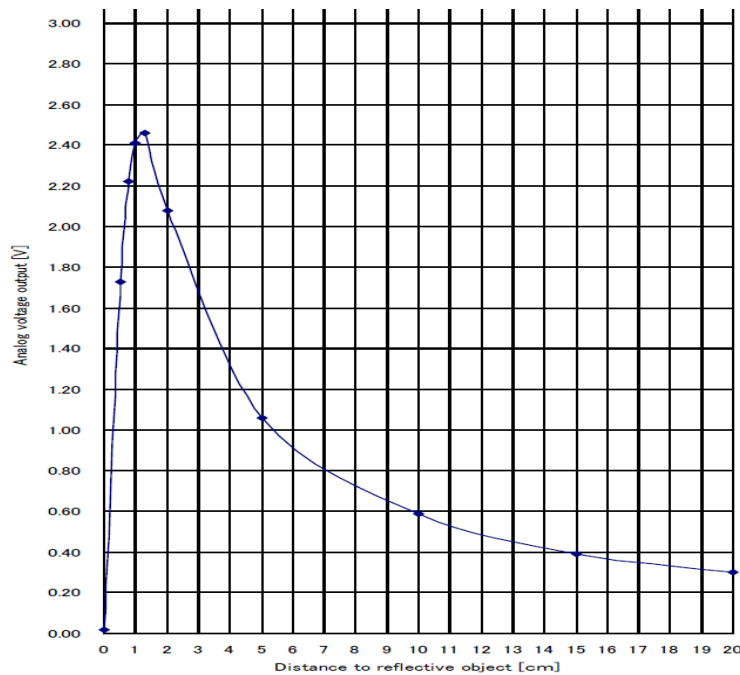
```

1  #include <Arduino.h>
2  #include <U8g2lib.h>
3  #include <time.h>
4  #include <HardwareTimer.h>
5  #include <AccelStepper.h>
6  #ifdef U8X8_HAVE_HW_SPI
7  #include <SPI.h>
8  #endif
9  #ifdef U8X8_HAVE_HW_I2C
10 #include <Wire.h>
11 #endif
12
13
14 TwoWire WIRE2(2, I2C_FAST_MODE);
15
16 U8G2_SSD1306_128X64_NONAME_F_HW_I2C u8g2(U8G2_R0, /* reset=*/U8X8_PIN_NONE, /* clock=*/PB10, /* data=*/PB11);
17
18 AccelStepper motor(1, stepPin, dirPin);
19 HardwareTimer timer(1);
20 HardwareTimer timer_2(2);

```

**Figura 63.** Inclusión de librerías y creación de objetos.

Para la calibración del sensor SHARP seleccionado, es necesario referirse a la hoja de datos técnicos para determinar la ecuación que obedece la señal analógica del sensor (Figura 64).



**Figura 64.** Curva de respuesta del sensor SHARP.

Fuente: (Pololu, 2002)

En la figura se puede observar que la gráfica se asemeja a una ecuación exponencial. Por lo que se utiliza una ecuación de la forma (Ec. 34):

$$L = ax^b \quad \text{Ec. 34}$$

**Donde:**

**L** = Distancia [cm].

**X** = Lectura del ADC.

Para obtener la ecuación se acerca un objeto a una distancia conocida y se observa el valor del ADC (entrada analógica).

En este caso se obtuvo lo siguiente:

- A una distancia de 4cm se tiene una lectura de 1341.
- A una distancia de 8cm se tiene una lectura de 766.

Se reemplazan los datos en la Ec. 34.

$$4 = a(1341)^b$$

$$8 = a(766)^b$$

Se resuelve el sistema de ecuaciones y se obtienen los valores de a y b, con ello se obtiene la Ec. 35 que representa la salida del sensor SHARP.

$$L = 30213.55X^{-1.2401} \quad \text{Ec. 35}$$

Con la ecuación obtenida se procede a la programación de la misma como se muestra en la Figura 65.

```

485 float getDistance(int n)
486 {
487     float suma = 0;
488     float distancia;
489     for (int i = 0; i < n; i++)
490     {
491         suma = suma + analogRead(PA1);
492     }
493     float adc = suma / n;
494     distancia = 30213.55 * pow(adc, -1.2401);
495     return distancia;
496 }

```

**Figura 65.** Programación sensor SHARP.

La activación de la electroválvula se la realizó en la función de la interrupción del timer, como se muestra en la Figura 66.

```

466 void compression()
467 {
468
469     togglecompress = !togglecompress;
470     togglecompressPC14 = !togglecompressPC14;
471     if (togglecompressPC14 == true)
472     {
473         counterCompress++;
474     }
475     digitalWrite(PC13, togglecompress);
476     digitalWrite(PC14, togglecompressPC14);
477     if (counterCompress > 30 & modo == 1)
478     {
479         timer.pause();
480         digitalWrite(PC13, HIGH);
481         digitalWrite(PC14, LOW);
482     }
483 }

```

**Figura 66.** Función de activación de electroválvula.

Para leer el reloj DS3231 se utiliza una comunicación serial entre la STM32F103 y un Arduino NANO (que lee al DS3231), la lectura de los datos transmitidos desde el Arduino se muestra en la Figura 67.

```

591 bool TryGetSerialData(byte data[], uint8_t datalength)
592 {
593     if (Serial1.available() >= datalength)
594     {
595         Serial1.readBytes(data, datalength * sizeof(data[0]));
596         return true;
597     }
598     return false;
599 }

```

**Figura 67.** Lectura de datos por puerto serie.

### 5.3.2. Código utilizado en Arduino NANO para RTC y lector microSD

La utilización del Arduino NANO fue necesaria debido a conflictos en la comunicación I2C y SPI, por ello se configuró una transmisión de datos por puerto serial. El Arduino envía datos del reloj DS3231 y recibe datos acerca de las compresiones y ciclos del RCP transmitidos por la STM32F103 para, posteriormente, guardar esos datos en una tarjeta microSD. La lectura de datos enviados por la tarjeta principal se muestra en la Figura 68.

```

86 | if (TryGetSerialData (compress, lengthModo2)
87 | {
88 |     logFile = SD.open("datalog.txt", FILE_WRITE);
89 |     if (logFile) {
90 |         logValue (now, compress[0], compress[1], compress[2]);
91 |         logFile.close();
92 |     }
93 | }
94 | }

```

**Figura 68.** Lectura de datos por puerto Serial en Arduino NANO.

La configuración de envío de datos obtenidos del reloj se muestra en la

```

74 |     DateTime now = rtc.now();
75 |
76 | data[0] = (byte) (now.year() - 2000);
77 | data[1] = (byte) now.month();
78 | data[2] = (byte) now.day();
79 | data[3] = (byte) now.hour();
80 | data[4] = (byte) now.minute();
81 |
82 | Serial.write(data, datalength);
83 |

```

**Figura 69.** Transmisión de datos del reloj DS3231.



Para el guardado de información en la tarjeta microSD se tiene el siguiente código (Figura 70):

```

86 | if(TryGetSerialData(compress,lengthModo2))
87 | {
88 |     logFile = SD.open("datalog.txt", FILE_WRITE);
89 |     if (logFile) {
90 |         logValue(now,compress[0],compress[1],compress[2]);
91 |         logFile.close();
92 |     }
93 | }
94 | }

```

**Figura 70.** Guardar datos en microSD.

### 5.3.3. Código utilizado en Arduino Nano y sensor de fuerza

En este caso hace falta incluir solamente dos librerías, una para el manejo de la pantalla OLED y la otra para establecer comunicación con el módulo amplificador HX711.

Primero se inicializa la balanza creando un objeto de la librería, y mediante configuración con pesos conocidos se llega a la configuración inicial de la celda de carga, logrado la medida del sensor, para la lectura e impresión de datos se crea el objeto de la pantalla OLED. Primero se inicializa la balanza creando un objeto de la librería, además de crear el objeto de la pantalla OLED (Figura 71).

```

1 | #include <Arduino.h>
2 | #include <U8g2lib.h>
3 | #include <HX711.h>
4 |
5 |
6 | #ifdef U8X8_HAVE_HW_SPI
7 | #include <SPI.h>
8 | #endif
9 | #ifdef U8X8_HAVE_HW_I2C
10 | #include <Wire.h>
11 | #endif
12 | #define FOUT A0
13 | #define FCLK A1
14 |
15 | U8G2_SSD1306_128X64_NONAME_F_HW_I2C u8g2(U8G2_R0, /* reset=*/ U8X8_PIN_NONE, /* clock=*/ A5, /* data=*/ A4);
16 | HX711 balanza;
17 |

```

**Figura 71.** Creación de objetos balanza y OLED de cada clase.

Seguidamente se calcula el peso de la tara (lectura del sensor cuando no existe peso que provoque), como se muestra en la, con esto se calcula el peso de la tara, es importante no colocar ningún peso al momento de destarar el dispositivo.

```
--  
21 void setup(void) {  
22   u8g2.begin();  
23   Serial.begin(9600);  
24   balanza.begin(FOUT, FCLK, 128);  
25   balanza.set_scale();  
26   | balanza.tare(20);  
27 }
```

**Figura 72.** Configuración inicial sensor fuerza.

## **CAPÍTULO VI**

### **PRUEBAS Y RESULTADOS**

#### **6.1. Evaluación del prototipo de equipo automatizado de reanimación cardiopulmonar por profesionales en el área.**

Para la evaluación del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar se acudió a la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura, en donde el personal está capacitado y tiene experiencia en la ejecución de maniobras de RCP y conocimiento sobre primeros auxilios y atención pre hospitalaria.

Para la evaluación, tanto paramédicos como voluntarios, inicialmente recibieron una charla de capacitación acerca del uso y funcionamiento del equipo, para posteriormente realizar las pruebas respectivas con la ayuda de dos paramédicos y 6 voluntarios.

##### **6.1.1. Preparación para las pruebas.**

La realización de las pruebas del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar inicia desde la colocación de la tabla dorsal al paciente, al mismo que se levanta la parte superior del cuerpo haciendo sujeción del cuello para evitar posibles daños cervicales. Posterior a ello se lo coloca encima de la tabla dorsal, la misma que posee un gráfico indicativo de la manera en la que debe estar posicionado el paciente (Figura 73).



**Figura 73.** Colocación del paciente en la tabla dorsal.

Una vez colocado el paciente en la tabla dorsal se procede a la colocación del sistema de compresión torácica el mismo que deberá ser colocado a desde la sujeción de los brazos del prototipo (Figura 74).



**Figura 74.** Colocación del sistema de compresión torácica en la tabla dorsal.

Una vez colocado el sistema de compresión torácica, se inició el funcionamiento al presionar el interruptor de encendido del equipo, y posteriormente el pulsador de inicio de compresiones, el cual iniciará con el protocolo 30:2, el mismo que está

configurado por defecto. En caso de requerir modificar el modo de compresiones, configurar frecuencia, u observar datos como profundidad de compresiones, se lo puede hacer mediante el teclado incorporado.

### 6.1.2. Resultados de tiempo de respuesta de colocación del prototipo de reanimación cardiopulmonar.

Estas pruebas se realizaron en base a la colocación del prototipo varias veces con diferentes operadores, en la cual se midió el tiempo de colocación del prototipo de RCP hasta la ejecución de las compresiones. La Tabla 25 detalla los resultados de cada prueba realizada.

**Tabla 25**  
Pruebas tiempo de colocación

No. de prueba	Tiempo total (s)	Personal
1	19.8	Paramédico 1
2	19.2	Paramédico 1
3	20.2	Paramédico 1
4	19.6	Paramédico 1
5	18.8	Paramédico 1
6	17.1	Paramédico 1
7	21.8	Voluntario
8	20.1	Voluntario
9	15.2	Voluntario
10	16.1	Voluntario
11	15	Voluntario
12	16	Voluntario
13	19	Paramédico 2

**CONTINÚA** 

14	19.2	Paramédico 2
15	17	Paramédico 2
16	18.3	Paramédico 2
17	19.8	Paramédico 2
18	20.1	Paramédico 2

Con los resultados de la Tabla 25, se obtiene un tiempo medio de 16,75 segundos.

Para la validación de la hipótesis se utiliza las condiciones de validación que se muestra en la Tabla 26.

**Tabla 26**

*Reglas de decisión para aceptación o rechazo de la hipótesis.*

Hipótesis alternativas	Reglas de decisión
$\mu > \mu_0$	$T > t_\alpha$
$\mu < \mu_0$	$T < -t_\alpha$
$\mu \neq \mu_0$	$T < -t_{\alpha/2}$ o $T > t_{\alpha/2}$

**Donde:**

T: es el valor calculado de la distribución T-student.

$t_\alpha$ : es el valor obtenido de la distribución.

#### **Validación de la prueba de tiempo de colocación del prototipo:**

Para la validación de esta prueba se utilizó el método T-Student y se planteó un tiempo de colocación del prototipo de 20 segundos, para ello se plantearon las siguientes hipótesis:

H0: El tiempo de colocación del prototipo es igual a 20 segundos. Con lo que  $\mu_0 = 20$ .

H1: El tiempo de colocación del prototipo es menor a 20 segundos. Con esto  $\mu_0 < 20$ .

Los datos que se utilizaron para la validación se muestran en la Tabla 25.

Para el cálculo de la distribución se aplica la Ec. 36, que corresponde al método T-Student:

$$T = \frac{\bar{X} - \mu_0}{\frac{S}{\sqrt{n}}} \quad \text{Ec. 36}$$

**Donde:**

$\bar{X}$  = Porcentaje de aceptabilidad medio.

$\mu_0$  = Valor de confiabilidad planteado.

S = Desviación estándar.

n = Número de muestras.

Para el cálculo de la desviación estándar se aplica la Ec. 37.

$$S = \sqrt{\frac{\sum(x - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad \text{Ec. 37}$$

Siendo (n-1) los grados de libertad de los valores de las muestras.

El tiempo medio de colocación medio obtenido es de 16,75 segundos, con un total de 18 muestras, 6 de uno de los 2 paramédicos, 6 de voluntarios y 6 del otro paramédico. Aplicando la Ec. 37 se obtiene lo siguiente:

$$S = 2.622$$

Con el resultado obtenido se aplica la Ec. 37:

$$T = -5.25$$

Sabiendo que el valor de los grados de libertad es 17 y con el valor de  $\alpha = 0.05$ , se utiliza el valor de  $t_\alpha$  se lo obtiene de la tabla presentada en el Anexo B, y se obtiene que:

$$t_\alpha = 1.3334$$
$$-5.25 < -1.3334$$

Por lo tanto, el tiempo de colocación del prototipo es menor al planteado de 20 segundos, por lo que se puede decir que se acepta la hipótesis alternativa, con lo cual el tiempo de colocación está en un rango adecuado.

### **6.1.3. Resultados de parámetros en la aplicación de RCP mediante el uso del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar.**

Para la evaluación se procedió con la recolección de datos proporcionados por el sensor SHARP análogo implementado en el prototipo, el cual mide la profundidad aplicada por la pieza de compresión torácica, y es observada en la pantalla ubicada en la parte superior de la estructura. Del mismo modo, para la muestra de la intensidad de la compresión aplicada por el prototipo, en la tabla dorsal, con la ubicación de una celda de carga se adquiere el peso de la ejecución de la maniobra de RCP, estos a su vez son observados a través de comunicación serial en el ordenador.

La Tabla 27 muestra los resultados de las pruebas realizadas con respecto a la profundidad de las compresiones, se tomaron como valores aceptables los que oscilan de 5 a 6 [cm] que están dentro de las guías de la AHA, para el porcentaje de aceptabilidad se plantea un 100% cuando la profundidad es de 6 [cm].



**Tabla 27**  
*Prueba de profundidad de compresiones.*

<b>No. de prueba</b>	<b>Profundidad(cm)</b>	<b>Personal</b>
1	5.9	Paramédico 1
2	6	Paramédico 1
3	5.8	Paramédico 1
4	5.9	Paramédico 1
5	6	Paramédico 1
6	6	Paramédico 1
7	5.9	Voluntario
8	6	Voluntario
9	6	Voluntario
10	6	Voluntario
11	5.8	Voluntario
12	6	Voluntario
13	6	Paramédico 2
14	6	Paramédico 2
15	5.8	Paramédico 2
16	6	Paramédico 2
17	5.9	Paramédico 2
18	6	Paramédico 2

Mediante los resultados obtenidos de la Tabla 27 se tiene que la profundidad media es de 5,944cm. Aunque todos los resultados están dentro de los límites aceptables, existieron 2 operaciones fallidas ocasionadas por la estructura mecánica, y se observó que el cilindro neumático retrocedió de su punto inicial.

### **Validación de la profundidad de las compresiones**

Se realiza el mismo procedimiento con el que se validó el tiempo de colocación del prototipo y se plantea una profundidad aceptable de 5cm, es decir que:

H0: La profundidad de las compresiones es menor o igual a 5cm,  $\mu_0 \leq 5$ .

H1: la profundidad de las compresiones es mayor a 5cm.

Con los resultados de la Tabla 27 se obtiene:

$$S = 0.078$$

$$T = 51.346$$

$$51.346 > 1.3334$$

Con el resultado se puede decir que el prototipo garantiza una aplicación de profundidad mayor a 5cm, y debido a que el cilindro neumático posee una longitud de carrera fija de 6cm, por lo que se acepta la hipótesis alternativa, con lo cual la profundidad de las compresiones se encuentra dentro del rango adecuado.

### **Resultados de las pruebas de medición de fuerza**

La Tabla 28 muestra los resultados obtenidos en la medición de la fuerza, en este caso la fuerza que debe generarse es de aproximadamente 46 [Kg] debido a la resistencia que ofrece el maniquí de plástico (Surgimedi, 2013), debido a que la fuerza se distribuye en varios puntos de apoyo se realiza un cálculo para obtener la fuerza que se generó en el maniquí de plástico. Se determinó que el área que ocupa el maniquí en la tabla dorsal es de  $0.019m^2$ , también se debe obtener el área de la pieza

que está en contacto con la espalda del paciente, con la que el sensor lee la fuerza aplicada, y se determinó que su valor es de  $0.0028m^2$ .

Para determinar la fuerza aplicada se realiza una regla de 3, la cual tiene una proporcionalidad inversa, porque si se disminuye el área, se aumenta la fuerza generada, se aplica la *Ec. 38* y los resultados se observan en la Tabla 28.

$$F_{real} = \frac{F * 9.81 * 0.019}{0.0028} \quad \text{Ec. 38}$$

**Tabla 28**  
*Prueba fuerza de compresiones.*

No. de prueba	Fuerza	Fuerza real	Personal
1	7	465.9	Paramédico 1
2	6.8	452.6	Paramédico 1
3	7.1	472.63	Paramédico 1
4	6.9	459.32	Paramédico 1
5	6.9	459.32	Paramédico 1
6	7	465.9	Paramédico 1
7	7	465.9	Voluntario
8	6.8	452.6	Voluntario
9	6.9	459.32	Voluntario
10	6.9	459.32	Voluntario
11	6.8	452.6	voluntario
12	6.9	459.32	Voluntario
13	7.2	479.3	Paramédico 2
14	7	465.9	Paramédico 2
15	6.9	459.32	Paramédico 2

**CONTINÚA** 

16	7	465.9	Paramédico 2
17	7	465.9	Paramédico 2
18	6.8	452.6	Paramédico 2

Con los resultados de la Tabla 28 se tiene una fuerza media de 462.41.

### Validación de fuerza constante

Para la validación de que la fuerza sea constante se aplica el procedimiento anteriormente realizado de T-Student, además de que se realiza una comparativa entre compresiones ejecutadas manualmente con las compresiones proporcionadas por el dispositivo.

Por medio del método estadístico, determinando una fuerza de 450.8N, con lo que:

H0: La fuerza de las compresiones es menor o igual a 450.8N.

H1: La fuerza de las compresiones es mayor a 450.8N.

Se obtienen los siguientes resultados:

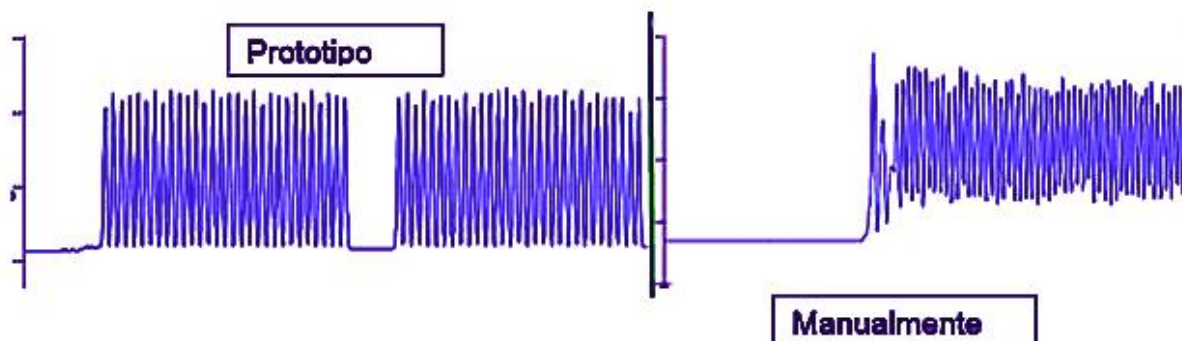
$$S = 7.29$$

$$T = 6.7567$$

$$6.7567 > 1.3334$$

Se puede decir que el prototipo es confiable con respecto a que la fuerza de las compresiones sea mayor a 450.8N.

A continuación, en la Figura 75, se muestra una gráfica de las compresiones proporcionadas manualmente y las ejecutadas por el prototipo.



**Figura 75.** Gráfica compresiones dadas por el prototipo / compresiones dadas manualmente.

En base a observación de la Figura 75 se puede decir que se ha mejorado la aplicación de las compresiones mediante el uso del prototipo en comparación a las ejecutadas manualmente.

### 6.2.1. Tabulación de encuestas

La realización de las encuestas tiene como objetivo el comprobar que la eficacia de la ejecución de la maniobra de RCP sea mejorada al usar el prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, en comparación a la ejecutada manualmente.

Para ello la encuesta está estructurada por 9 preguntas, de manera que siete de estas preguntas el encuestado pueda marcar con una “X” entre las opciones presentadas, una pregunta de calificación entre valores del 1 al 10 y una última pregunta en donde el encuestado de su opinión acerca de recomendaciones acerca del prototipo, a continuación, se presentan las preguntas realizadas como también el análisis de las mismas.

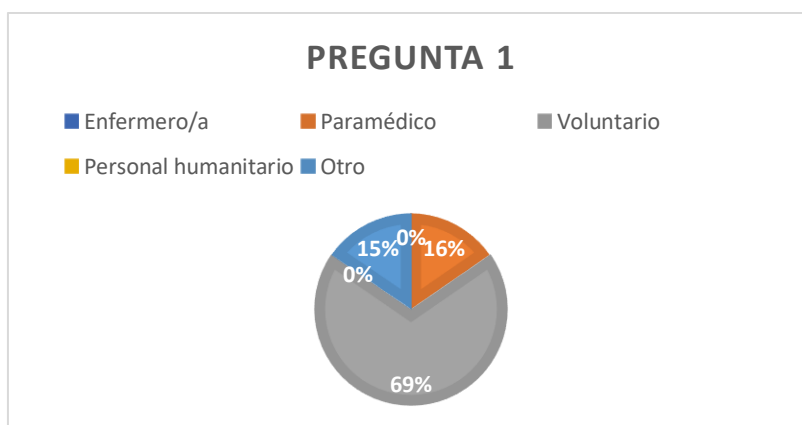
### Pregunta 1

¿En la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura, usted que papel desempeña?

- Enfermero/a
- Paramédico
- Voluntario
- Personal humanitario

Otro: \_\_\_\_\_

Las pruebas realizadas se efectuaron en la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura, en donde el personal está capacitado para aplicar protocolos de primeros auxilios, RCP, dentro de los participantes para la prueba existen paramédicos, voluntarios y personal humanitario, como se lo muestra en la Figura 76.



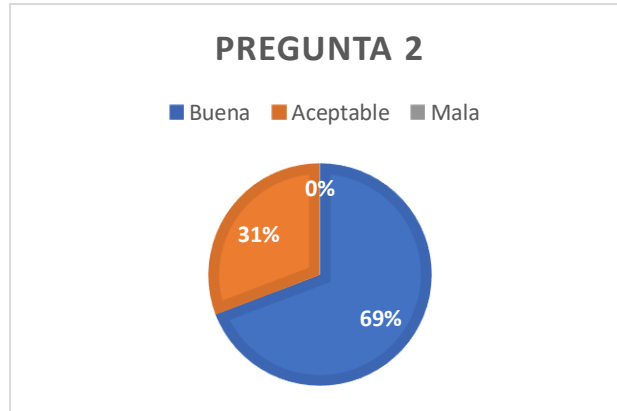
**Figura 76 .** Resultados de la pregunta 1.

## Pregunta 2

**El prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar por su forma física lo cataloga como un producto de calidad:**

- Buena
- Aceptable
- Mala

El personal médico que evaluó el prototipo mecatrónico mencionó que la apariencia física externa del simulador es llamativa, debido a su forma robótica, de la misma manera la calificación del mismo fue positiva en su mayoría como se observar en la Figura 77.



**Figura 77.** Resultados de la pregunta 2.

### Pregunta 3

La utilización del prototipo al implementarlo en la práctica, le resultó:

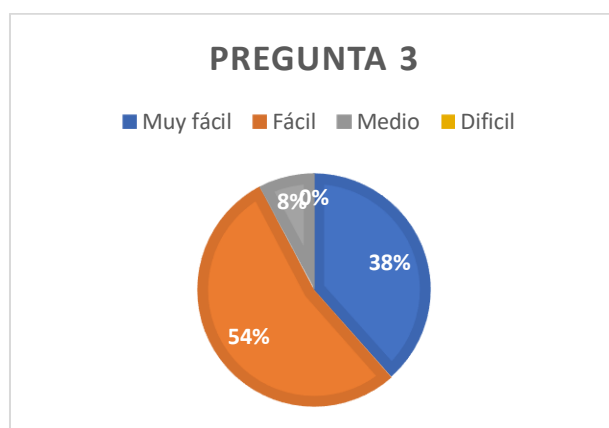
Muy fácil

Fácil

Medio

Difícil

El personal que realizó las pruebas catalogó la implementación del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, como una máquina fácil de usar, ya que su control es bastante simple, lo cual se puede apreciar en la Figura 78.



**Figura 78.** Resultados de la pregunta 3.

### Pregunta 4

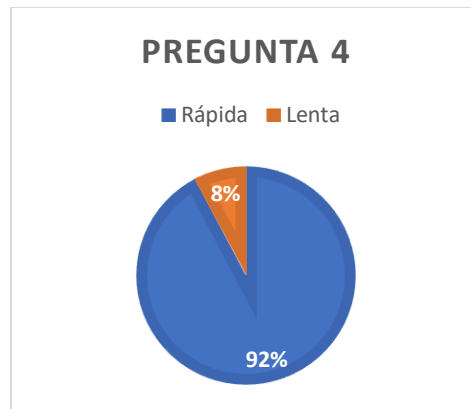
La colocación del prototipo mecatrónico de RCP fue:

Rápida

Lenta



El prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, fue evaluado como un prototipo rápido de colocar, con lo que logra satisfacer la respuesta rápida al momento de la ejecución de la maniobra RCP (Figura 79).



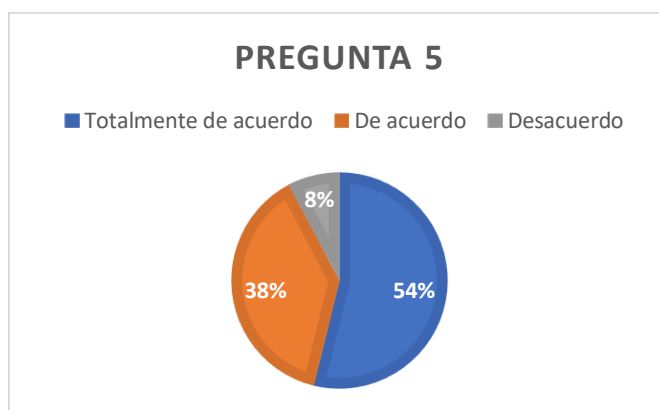
**Figura 79.** Resultados de la pregunta 4.

#### Pregunta 5

**¿Está de acuerdo que, con el uso del prototipo, optimizaría el tiempo en una atención de emergencia?**

- Totalmente de acuerdo
- De acuerdo
- Desacuerdo

El uso del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, de acuerdo con las encuestas, el personal de la institución está de acuerdo con que se optimiza el tiempo de respuesta en una atención de emergencia, lo mencionado se muestra en la Figura 80.



**Figura 80.** Resultados de la pregunta 5.

### Pregunta 6

**Coloque el valor entre el 1 al 10, siendo 10 el valor más alto, califique si el prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar cumple con los parámetros de frecuencia y profundidad de las compresiones establecidos por la American Heart Assossiation (AHA).**

De acuerdo con los valores obtenidos por la calificación del personal de la institución que probó el uso del prototipo de reanimación cardiopulmonar, se puede constatar que, tanto la profundidad como la frecuencia de las compresiones torácicas son las apropiadas según las directrices de la AHA, los valores tomados de las encuestas se detallan en la Tabla 29.

### Tabla 29

*Resultados de la pregunta 6.*

No. encuesta	Valor de la calificación
1	10
2	9
3	9
4	8
5	8
6	7
7	10

**CONTINÚA** →

8	10
9	10
10	8
11	10
12	10
13	10
<b>Promedio</b>	<b>9,15384615</b>

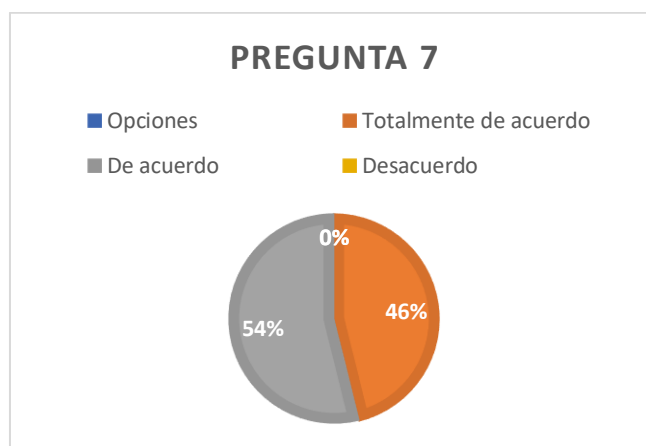
### Pregunta 7

**¿Está usted de acuerdo, después de haber escuchado la charla técnica, y saber de los materiales que está fabricado el prototipo, que estos son los indicados para usarlos sobre un paciente?**

- Totalmente de acuerdo
- De acuerdo
- Desacuerdo

El material utilizado para la construcción de prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, según los datos recolectados por las evaluaciones realizadas por personal de la institución, estos están de acuerdo en que se puede usar los materiales expuestos ya que no son materiales de fibra animal o de algodón, aunque se mencionó que para un futuro se podría optimizar el material. (Agencia de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria., 2018)

Los resultados se reflejan en la Figura 81.



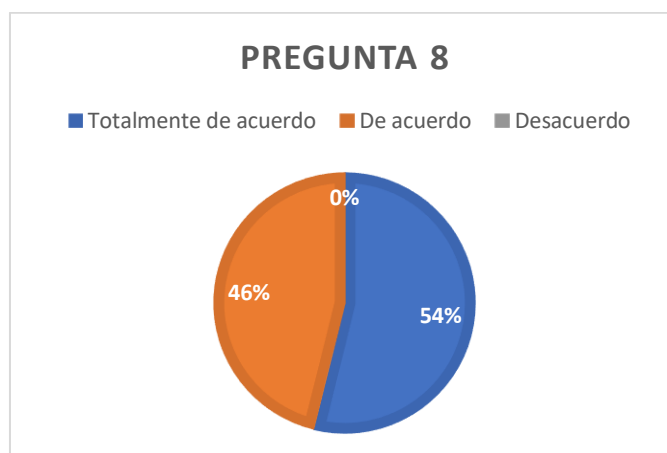
**Figura 81.** Resultados de la pregunta 7.

### Pregunta 8

**¿Está usted de acuerdo en que la implementación del prototipo mecatrónico de RCP mejora la eficacia de la ejecución de esta maniobra en comparación con la ejecutada manualmente?**

- Totalmente de acuerdo
- De acuerdo
- Desacuerdo

Con el uso del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar, según los datos recolectados por las evaluaciones realizadas por personal de la institución, están de acuerdo en que se mejora la eficacia de la maniobra RCP, comparándola a la ejecutada manualmente, estos valores se los muestran en la Figura 82.



**Figura 82.** Resultados de la pregunta 8.

### **Pregunta 9**

#### **Recomendaciones proporcionadas por personal médico, para la mejora del prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar.**

Existieron algunas recomendaciones por parte de los encuestados para, en un futuro, perfeccionar el dispositivo y poder llegar a registrarlo ya no como un prototipo, sino como una máquina que sea aplicable en una emergencia. Tales recomendaciones fueron: optimizar el material para obtener un menor peso; mejorar la fuente de energía, con la posibilidad de hacerlo completamente eléctrico; ampliar el rango para la contextura del paciente, mejorar el sistema de sujeción en la tabla dorsal debido a su forma cuadrada.

### **6.3. Validación de hipótesis.**

En base a todos los resultados obtenidos por el método estadístico T-Student y en base a los resultados de las preguntas 5, 6 y 8 (que son de mayor relevancia) mostradas en la Figura 80, Tabla 29 y Figura 82, se procede a validar la hipótesis planteada en el proyecto, es decir que el prototipo mecatrónico de RCP mejora la eficacia de la ejecución de la maniobra en la atención pre hospitalaria.

## 6.5. Análisis económico del proyecto

En este apartado se detallan los gastos durante la elaboración de sistema mecatrónico de compresión torácica, en la Tabla 30 se detalla el valor de cada uno de los elementos empleados

**Tabla 30**  
*Análisis económico de materiales implementados.*

Cantidad	Detalle	Valor unitario \$	Valor Total \$
<b>Estructura mecánica</b>			
1	Media plancha de aluminio liso 3mm	35.00	35.00
1	Perfil en C de aluminio de ½ pulgada	9.00	9.00
80	Pernos M5x15 + pernos y arandelas	0.25	20.00
10	Pernos M3x20 + pernos y arandelas	0.30	3.00
2	Bisagras de 2 pulgadas	1,75	3.50
2	Chapas de puerta de auto	15.00	30.00
2	Manijas redondas de auto	6.00	12.00
1	Estructura de fibra de vidrio y pintura	400.00	400.00
1	Impresión 3D de pieza de contacto	20.00	20.00
<b>Subtotal</b>			532.5
<b>Material neumático</b>			
1	Cilindro de doble efecto $\varnothing$ 40 mm x 60 mm carrera	148.00	148.00
1	Electroválvula 5/2	51.75	51.75
2	Silenciadores	2.5	5.00
2	Acoples rápidos de ¼ de pulgada	1.25	2.5
1	Regulador de presión primera etapa + Acople	297.92	297.92

**CONTINÚA** 

123

3	Metros de manguera de ¼ de pulgada	2.50	7.50
1	Tanque de fibra de carbono 6.98 l, 4500 Psi + kit de llenado	550.00	550.00
4	Recargas de tanque	10	40
<b>Subtotal</b>			1102.67
<b>Material eléctrico y electrónico</b>			
1	Tarjeta STM32F103C6T8 + programador	11.50	11.50
1	Arduino NANO	6.50	6.50
1	Motor a pasos NEMA 17 + controlador	38.50	38.50
2	Pantallas Oled 0.96 pulgadas	8.00	16.00
1	Sensor de presión resistivo MF01	16.00	16.00
1	Celda de carga 100 Kg + módulo Hx711	45.00	45.00
1	Sensor Sharp Analógico	9.00	9.00
3	Metros de cable para bus de datos	2.15	6.45
2	Pulsadores con led	2.25	4.50
2	Interruptores	1.00	2.00
1	Buzzer	1.35	1.35
1	Teclado de membrana matricial 4x1	2.50	2.50
2	Fabricación de placa electrónica	8.50	17.00
<b>Subtotal</b>			176.00
<b>TOTAL</b>			<b>1811.17</b>

El costo total para la implementación de proyecto alcanza a una suma de 1811.17 dólares, el cual en comparación en sistemas de resucitación cardiopulmonar mecánicos que oscilan desde 3500 dólares hasta los 7000 dólares. (MedicalExpo, 2019)

## CAPÍTULO VII

### CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

#### 7.1. Conclusiones

- Se diseñó y construyó el prototipo mecatrónico de reanimación cardiopulmonar y mediante los resultados de las pruebas realizadas se comprobó que la ejecución de la maniobra fue mejorada en comparación a la ejecutada manualmente.
- Al Investigar acerca de los parámetros y protocolos necesarios para la correcta práctica del RCP se conoció que la profundidad que se debe aplicar para la compresión torácica para adultos, va desde un valor mínimo de 5 cm hasta un máximo de 6 cm, y estas deben ser efectuadas a una frecuencia de 100 a 110 compresiones por minuto con una fuerza constante y un tiempo máximo de interrupción de 10 segundos.
- Mediante la fabricación de la estructura metálica que soporta el sistema de compresión torácica, al implementar en aluminio 6061 de 3 mm de espesor, ayudó al mismo a no ceder más que 0.4 mm por la deflexión ocasionada al aplicar una fuerza opositora en el esternón, que este caso se ha diseñado para una carga de 80 Kg, con lo cual la estructura, será capaz de soportar la carga efectuada sin llegar a sufrir ningún daño, además de que es una carga cíclica.
- El sistema de compresión torácica está formado mediante un sistema de tornillo sinfín acoplado a un motor a pasos NEMA 17; a este mecanismo mediante placas de aluminio se acopla un cilindro neumático de doble efecto que posee un diámetro de 40 mm con una carrera de 6 cm, con el que proporciona una fuerza equivalente a 784 N, los cuales son necesarios para poder llegar a



presionar el tórax del paciente, para poder llegar a una profundidad de 6 cm, misma que es la longitud de la carrera del cilindro.

- El cilindro de doble efecto acoplado al sistema de tornillo sinfín, puede desplazarse una distancia de 7 cm, que van desde un altura mínima de 19 cm a una altura máxima de 26 cm del esternón de cada paciente.
- La alimentación del sistema de compresión torácica está dado por un tanque de fibra de carbono, posee una capacidad de 2040 litros de gas comprimido a 4500 Psi o 310.2641 bar, este tanque fue seleccionado mediante los parámetros de tiempo necesario en la realización de la maniobra de reanimación cardiopulmonar que son de aproximadamente 10 minutos según las directrices de la AHA, por lo cual al realizar los cálculos correspondientes de la autonomía del tanque, este durara aproximadamente 15 minutos, pero al realizar la prueba de autonomía del mismo este duró aproximadamente 12 minutos hasta llegar a su descarga total llegando a tener un margen de error del 25 % en comparación a lo calculado.
- La tabla dorsal, es el sistema en el cual se coloca al paciente para la aplicación de RCP, en esta, se acopla una celda de carga, la misma que permite obtener el valor de la fuerza aplicada por el sistema de compresión torácica hacia el paciente, este sensor implementado, sirve para determinar que la fuerza con la que se aplica la maniobra de RCP sea constante, en la cual, al usar un maniquí de prueba se pudo observar la fuerza constante de aproximadamente 48 Kg que se aplica sobre el paciente.
- Las estructuras de soporte para el sistema fueron validadas mediante un software CAE, obteniendo así para el sistema de compresión torácica una

tensión de Von Mises de 44.4 MPa, el cual es menor que el límite elástico de 275 MPa del aluminio 6061-T6, además se produce un esfuerzo de 177 MPa en las uniones de acero, las cuales tienen un límite elástico de 620 MPa, cumpliendo así con la primera condición de diseño, no debe fallar por fractura, se obtuvo la deformación máxima, la cual fue de 0.4 mm, la cual es mínima y se cumple la segunda condición de diseño, la flexión no debe ser excesiva.

- Una vez seleccionados los parámetros mecánicos, el diseño electrónico y la programación del mismo se lo realizó mediante el uso de una tarjeta de control STM32F103C6T8, la misma que esta acoplada al sistema de compresión torácica, y maneja los datos tanto del sensor de distancia Sharp GP2Y0A41SK0F y sensor de fuerza FSR interlink 406, como el control de posición del motor a pasos NEMA 17, a su vez en la tabla dorsal del equipo para la medición del peso otorgado por el sistema de compresión torácica se implementó una celda de carga con una capacidad hasta 100 Kg, misma que es controlada a través de la tarjeta Arduino NANO.
- Al implementar las encuestas con personal de la Junta Provincial de la Cruz Roja de Imbabura se pudo constatar que desde la apariencia física es catalogada como buena, además del uso y colocación del mismo fue fácil y rápida, ya que el panel de control como el mecanismo de acople hacia la tabla dorsal son de fácil uso, asimismo el uso del prototipo de reanimación cardiopulmonar les resultó eficaz ya que mantiene un ritmo y una profundidad constante en comparación a la maniobra ejecutada manualmente.
- La respuesta promedio en implementación del prototipo a un paciente fue de 18 segundos, siendo un tiempo de 9 segundos la colocación de la tabla dorsal,

y 9 para la colocación de la parte superior, los cuales están dentro del rango de 10 segundos máximos que se puede interrumpir en la aplicación de la maniobra de RCP, y se concluyó que el prototipo cumple con el protocolo establecido.

- Mediante los resultados obtenidos en las pruebas de intensidad de compresiones, se comprobó que son constantes y genera un valor de aproximadamente 48 Kg, este valor depende de la fuerza de resistencia que ofrece el esternón del paciente, en este caso del maniquí simulador de RCP, además de ello, mediante la comparación de la maniobra ejecutada por el prototipo y la ejecutada manualmente, se comprobó que con el uso del dispositivo se mejora la eficacia de la aplicación de la maniobra en lo referente a la fuerza de compresión.
- El valor promedio de la profundidad de las compresiones fue de 5.9 cm, y se observó que la desviación estándar de los datos es muy baja, por lo que se concluye que el prototipo proporciona una profundidad de compresión constante y que está dentro de los protocolos establecidos por la AHA.

## **7.2. Recomendaciones**

- El peso del prototipo se lo puede optimizar haciendo uso de una inyectora de plástico para formar la estructura del mismo, ya que al implementar como estructura base, placas y tubos de aluminio, este llega a aumentar su peso.
- El sistema neumático puede ser reemplazado por un sistema eléctrico, accionado por un motor y un mecanismo que convierta el movimiento rotacional en movimiento lineal, o a su vez la implementación de un motor lineal.
- La tabla dorsal se debe hacer más delgada, haciendo el uso de una celda de carga de plataforma y punto único, los cuales son de menor tamaño y mejor

resolución, así la implementación del sensor no afectará a la contextura de la tabla dorsal.

- La apariencia física del prototipo se lo puede mejorar al implementar una pantalla de mayor tamaño y colocarla en el centro superior del prototipo con lo cual mejoraría la visualización de los parámetros de ejecución del prototipo.
- Mediante la reestructuración de la colocación de los componentes electrónicos externos del prototipo, este puede llegar a ser impermeable.
- Realizar ensayos pertinentes a la estructura, para así lograr otorgar grados de protección IP.
- Para la obtención de datos de la ejecución de la maniobra llevado a cabo por el prototipo se puede implementar opciones tanto por tarjeta micro SD como también comunicación por bluetooth.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 5Hertz Electronica. (2019). *5Hertz Electronica: Tutoriales: Celda de Carga*. Recuperado el Junio de 12 de 2019, de 5Hertz Electronica: [https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial\\_id=3](https://www.5hertz.com/index.php?route=tutoriales/tutorial&tutorial_id=3)
- ActitudTecnológica. (25 de Diciembre de 2016). *Características de un LED: valores a tener en cuenta*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de Actitud tecnológica: <https://actitudecologica.com/caracteristicas-de-un-led/>
- Agencia de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria. (2018). *CRITERIOS DE EVALUACIÓN PARA LA CATEGORIZACIÓN DEL RIESGO SANITARIO DE DISPOSITIVOS MÉDICOS DE USO HUMANO*. Guayaquil.
- AHA. (2015). *Aspectos descatados de la actualización de las guías de la AHA para RCP y ACE de 2015*. Dallas: American Heart Association.
- AHA. (2015). *ASPECTOS DESTACADOS de la actualización de las guías de la AHA para RCP y ACE de 2015*. American Heart Association.
- AHA. (2018). *ASPECTOS DESTACADOS de las actualizaciones detalladas de las guías de la American Heart Association para RCP y ACE del 2018*. American Heart Association.
- AINSA. (2019). *Productos : AINSA*. Recuperado el 23 de Junio de 2019, de AINSA web site: <http://ainsa.com.ec/producto/emc-valvula-solenoide-direccional-v52-v53/>
- Arduino. (2019). *ARDUINO NANO*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de <https://store.arduino.cc/usa/arduino-nano>
- ARDUINO. (2019). *ARDUINO NANO*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de <http://arduino.cl/arduino-nano/>
- AV Electronics. (2019). *AV Electronics: Batería Lipo Turnigy 7.4V – 500mAh 2S 20C*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de AV Electronics: <https://avelectronics.cc/producto/bateria-lipo-turnigy-7-4v-500mah-2s-20c/>
- Barcelona World Race Ocean Campus. (2014). *CANVAS NETWORK*. Recuperado el 26 de 05 de 2019, de 2.3.1 RCP: Compresiones torácicas: <https://learn.canvas.net/courses/516/pages/2-dot-3-1-rcp-compresiones-toracicas>
- Beer, F., Russell, J., DeWolf, J., & Mazurek, D. (2013). *Mecánica de Materiales*. Mexico, D.F.: Mc Graw Hill.

- Blog, T. H. (26 de Mayo de 2013). *Baterías de LIPO*. Recuperado el 23 de Mayo de 2019, de Turbo Hobby Blog: <http://blogturbohobby.blogspot.com/2013/05/bateriaslipo.html>
- BricoGeek. (2017). *BricoGeek: Motor paso a paso 3.2 Kg/cm, Nema 17*. Recuperado el 12 de Junio de 2019, de BricoGeek: <https://tienda.bricogeek.com/motores-paso-a-paso/546-motor-paso-a-paso-nema-17-32kg-cm.html>
- Budynas, R. G., & Nisbett, K. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. México, D.F: McGraw-Hill.
- Cardiología, S. E. (2013). Guías de actuación clínica de la Sociedad Española de Cardiología en resucitación cardiopulmonar. *Revista Española de Cardiología*, 589-603.
- Carrod Electrónica. (2014). *Carrod Electrónica: Teclado Matricial de Membrana 1 X 4*. Recuperado el 16 de Marzo de 2019, de Carrod Electrónica: <https://www.carrod.mx/products/teclado-matricial-de-membrana-1-x-4>
- Control, P. (2015). *Sistema de compresión torácica LUCAS*. Madrid: Physio-Control, Inc.
- CORPORATION, S. (2007). *GP2Y0A41SK0F*. ELECOM Group.
- Corsiglia, D. (2007). Reanimación cardiopulmonar: actualidad y expectativas futuras. *Revista de la Federación Argentina de Cardiología*, 65-66.
- Creus Solé, A. (2007). *Neumática e Hidráulica*. España: MARCOMBO, S.A.
- Cruz Roja Ecuatoriana Junta Provincial de Imbabura. (2018). *PROGRAMAS OPERATIVOS*. Recuperado el 16 de Marzo de 2019, de <http://www.cuzrojaimbabura.org.ec/site/#>
- E.MC Ecuador. (2013). *Sistema y Componentes Neumáticos*. Recuperado el 06 de Julio de 2019, de <http://emc-ecuador.com/neumatica/>
- Ebel, F., Idler, S., Prede, G., & Scholz, D. (2009). *Neumática Electroneumática Fundamentos*. Denkendorf: Festo Didactic.
- Eco-Worthy. (2015). *Linear Actuator: Eco-Worthy*. Recuperado el 16 de Marzo de 2019, de Eco-Worthy: <https://www.eco-worthy.com/catalog/worthy-1850mm-450mm-stroke-linear-actuator-1500n-57mms-p-624.html>
- Electrónica Práctica Aplicada. (3 de Febrero de 2018). *Electrónica Práctica Aplicada: DISPLAY OLED 0.96 I2C*. Recuperado el 16 de Marzo de 2019, de Electrónica Práctica Aplicada: <https://www.diarioelectronicohoy.com/blog/display-oled-0-96-i2c>
- Escuela Superior de Ingenieros Bilbao. (s.f.). *Actuadores de los cilindros neumáticos*. Recuperado el 16 de Marzo de 2019, de [http://www.ehu.eus/manufacturing/docencia/361\\_ca.pdf](http://www.ehu.eus/manufacturing/docencia/361_ca.pdf)

- FESTO. (10 de Junio de 2013). *Pneumatic Cylinders: FESTO*. Recuperado el 23 de Junio de 2019, de FESTO: [https://www.festo.com/wiki/en/Pneumatic\\_cylinders](https://www.festo.com/wiki/en/Pneumatic_cylinders)
- Figueroa Cohn, J. J. (2012). *Neumática 1*. Recuperado el 23 de Julio de 2019, de <https://es.slideshare.net/estebajarpa/neumatica-1-14516958>
- FORNIS S.A. (2019). *FORNIS S.A: Varilla Rosca Cuadrada, Acme o Trapezoidal*. Recuperado el 06 de Julio de 2019, de FORNIS S.A: <http://www.varillasroscaacme.com.ar/>
- Frascone, R. (Abril de 2014). *The risk versus benefit of LUCAS: is it worth it?* Recuperado el 23 de Julio de 2019, de US National Library of Medicine National Institutes of Health: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24487706>
- Freire, A., & Rosero, F. (2018). *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*. Latacunga: Universidad de las Fuerzas Armadas. ESPE.
- Gazmuri, R. J., & Álvarez Fernández, J. A. (2009). Tendencias en resucitación cardiopulmonar. *Scielo*.
- Gazmuri, R. J., & Álvarez Fernández, J. A. (2009). Tendencias en resucitación cardiopulmonar. *Scielo*, 31-39.
- Gil, F., Pérez, A., Castelo, I., & Morentin, B. (2008). Laceración hepática secundaria a maniobras de reanimación cardiopulmonar. *ResearchGate*, 148-150.
- González, C. (16 de 04 de 2015). *What's the Difference Between Pneumatic, Hydraulic, and Electrical Actuators?* Recuperado el 12 de Marzo de 2019, de <https://www.machinedesign.com/linear-motion/what-s-difference-between-pneumatic-hydraulic-and-electrical-actuators>
- Guerra, Á. (28 de 08 de 2018). Presidente de Cruz Roja Ecuatoriana Junta Provincial de Imbabura. (P. Salazar, Entrevistador)
- Hernández Echeverría, D. A. (2012). *ANÁLISIS DE FALLAS UTILIZANDO ENSAYOS MECÁNICOS EN PROTOTIPO ESTRUCTURAL DE PICOSATÉLITE TIPO "CUBESAT" PARA EL C.I.E. DE LA ESPE*. Sangolquí.
- Hetpro. (2019). *Hetpro: Sensor de Fuerza o Presión MF01*. Recuperado el 06 de Julio de 2019, de Hetpro: <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/sensor-de-fuerza-o-presion-mf01/>
- Instituto Superior Tecnológico Cruz Roja Ecuatoriana. (2018). *Manual de Atención Prehospitalaria*. Quito.
- Instruments, T. (2014). *DRV8825 Stepper Motor Controller IC*. Texas: Texas Instruments.

- Jolife AB. (2017). *LUCAS 3. SISTEMA DE COMPRESIÓN TORÁCICA. INSTRUCCIONES DE USO*. Suecia.
- Koster, R. W., Beenen, L. F., van der Boom, E. B., Spijkerboer, A. M., Tepaske, R., van der Wal, A. C., . . . Tijssen, J. G. (2017). Safety of mechanical chest compression devices AutoPulse and LUCAS in cardiac arrest: a randomized clinical trial for non-inferiority. *European Heart Journal*, 3006–3013.
- Lara, B., Valdés, M. J., Saavedra, R., Vargas, J., Chuecas, J., Opazo, C., . . . Aguilera, P. (2017). Paro cardiorrespiratorio extrahospitalario. Realidad de un hospital terciario chileno. *Revista Médica de Chile*, 1308-1311.
- Leal-Forero, L. C., Martínez Malo, L. C., & Navarro Vargas, J. R. (2014). La reanimación cerebro cardiopulmonar: estado del arte. *Revista de la Facultad de Medicina*, 149-155.
- Llamas, L. (2018). *CONECTAR ARDUINO A UNA PANTALLA OLED DE 0.96"*. Recuperado el 06 de Julio de 2019, de <https://www.luisllamas.es/conectar-arduino-a-una-pantalla-oled-de-0-96/>
- lucas-cpr. (2013). *LUCAS™1 - Pneumatic version*. Recuperado el 26 de Mayo de 2019, de [https://www.lucas-cpr.com/web\\_training\\_center/?top=lucas1&sub=](https://www.lucas-cpr.com/web_training_center/?top=lucas1&sub=)
- MacGill, M. (01 de Julio de 2019). *MEDICAL NEWS TODAY: ¿Cuál debería ser mi frecuencia cardíaca?* Recuperado el 26 de 05 de 2019, de MEDICAL NEWS TODAY: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/291182.php>
- Maza Granda, M. J. (2016). *CUMPLIMIENTO DEL PROTOCOLO DE REANIMACIÓN CARDIOPULMONAR (RCP) POR EL PROFESIONAL DE ENFERMERÍA, EN EL SERVICIO DE EMERGENCIA DEL HOSPITAL GENERAL ENRIQUE GARCÉS, PERÍODO ABRIL A JULIO DE 2016*. Quito.
- MedicalExpo. (2019). *MedicalExpo: Compresores torácicos*. Recuperado el 15 de Marzo de 2019, de MedicalExpo: <http://www.medicalexpo.es/fabricante-medical/compresor-toracico-1187.html>
- Mettler Toledo. (Julio de 2018). *Mettler Toledo: Células de carga de un solo punto de aluminio*. Recuperado el 14 de Junio de 2019, de Mettler Toledo: [https://www.mt.com/int/es/home/products/Industrial\\_Weighing\\_Solutions/Auto mPrecision/load-cell-and-weigh-module/single-point-load-cells/aluminium.html](https://www.mt.com/int/es/home/products/Industrial_Weighing_Solutions/Auto mPrecision/load-cell-and-weigh-module/single-point-load-cells/aluminium.html)
- Michael, E., Walski, T., Barnard, T., & Durrans, S. (2002). *Computer Applications in Hydraulic Engineering, Fifth Edition (CAIHE)*. U.S.A.: Haestad Methods Inc.
- Mott, R. L. (1992). *Diseño de elementos de Máquinas, P.E. Segunda Edición*. México, D.F.: Prentice Hall.
- Nares, C. (16 de Febrero de 2015). *Hetpro Tutoriales: Sensor de Fuerza o Presión MF01*. Recuperado el 16 de Marzo de 2019, de Hetpro Tutoriales: <https://hetpro-store.com/TUTORIALES/sensor-de-fuerza-o-presion-mf01/>



- Naylam Mehatronics. (2018). *Naylam Mehatronics: Convertidor Voltaje DC-DC Step-Down 3A LM259*. Recuperado el 12 de Julio de 2019, de Naylam Mehatronics: <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/196-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-3a-lm2596.html>
- Naylamp Mechatronics. (2016). *Tutorial Sensor de Distancia SHARP*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de [https://naylampmechatronics.com/blog/55\\_tutorial-sensor-de-distancia-sharp.html](https://naylampmechatronics.com/blog/55_tutorial-sensor-de-distancia-sharp.html)
- Naylamp Mechatronics. (2019). *Naylamp Mechatronics: Módulo HX711 Transmisor de celda de carga*. Recuperado el 12 de Julio de 2019, de Naylamp Mechatronics: <https://naylampmechatronics.com/sensores/147-modulo-hx711-transmisor-de-celda-de-carga.html>
- Naylamp Mechatronics. (2019). *naylampmechatronics: Convertidor Voltaje DC-DC Step-Down 5A XL4005*. Recuperado el 12 de Julio de 2019, de naylampmechatronics: <https://naylampmechatronics.com/conversores-dc-dc/49-convertidor-voltaje-dc-dc-step-down-5a-xl4005.html>
- Norton, R. L. (2011). *Diseño de Máquinas. Un enfoque integrado*. México, D.F.: Pearson Educación.
- Ortiz, D., & Villacís, J. (2009). *Rediseño del sistema de almacenamiento, tratamiento, transporte y distribución de aire comprimido para el área de pinturas y resinas de la fábrica Pinturas Cóndor S.A.* Quito: Repositorio EPN.
- Pincay, H., & Tigrero, O. (2013). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE BÁSCULA DE PESAJE DINÁMICO PARA DOSIFICACIÓN DE MATERIA SÓLIDA*. Guayaquil: Universidad Politécnica Salesiana; Repositorio.
- Pololu. (2002). *Sharp GP2Y0A51SK0F Analog Distance Sensor 2 - 15cm*. Recuperado el 11 de Mayo de 2019, de <https://www.pololu.com/product/2450>
- Pololu. (2019). *Pololu: DRV8825 Stepper Motor Driver Carrier, High Current*. Recuperado el 23 de Mayo de 2019, de Pololu: <https://www.pololu.com/product/2133>
- Pololu, C. (2015). *DRV8833:Pololu Corporation*. Recuperado el 1 de Junio de 2019, de Pololu Corporation: <https://www.pololu.com/product/2130>
- Prinzing, A., Eichhorn, S., Deutsch, M. A., Lange, R., & Krane, M. (2015). Cardiopulmonary resuscitation using electrically driven devices: a review. *Journal of Thoracic Disease*, E459-E467.
- Ramos Gutiérrez, L. B., Sainz Gonzáles de la Peña, B. A., Castañeda Chirino, O., & Zorio Valdés, Y. Z. (2014). Paro cardio-respiratorio, características clínico epidemiológicas en el Servicio de Urgencias y Emergencias. *Revista Cubana de Cariología y Cirugía Cardiovascular*.

- RCDRONE. (2017). *RCDRONE: Batería Lipo Multistar 4000 mAh 4S1P 10-20C Multitrotor*. Recuperado el 23 de Marzo de 2019, de RCDRONE: <https://www.rcdrone.cl/producto/bateria-lipo-multistar-4000-mah-4s1p-10-20c-multitrotor/>
- Renedo, C., Inmaculada Fernández, D., Carcedo Haya, J., & Ortiz Fernández, F. (s.f.). *Sistemas y Máquinas Fluido Mecánicas*. Recuperado el 17 de Mayo de 2019, de [https://ocw.unican.es/pluginfile.php/319/course/section/272/bloque\\_3\\_tema\\_6.5.pdf](https://ocw.unican.es/pluginfile.php/319/course/section/272/bloque_3_tema_6.5.pdf)
- ROBOTDIGG. (2019). *Roller bearing stepper motor linear module*. Recuperado el 03 de Junio de 2019, de <https://www.robotdigg.com/product/898/Roller-bearing-stepper-motor-linear-module>
- Rodríguez Galbarro, H. (s.f.). *ingemecánica*. Recuperado el 26 de Mayo de 2019, de Tornillos de potencia: <https://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn131.html>
- Rosenfeld, S. (2017). Advantages and Drawbacks of Pneumatic, Hydraulic, an Electric Linear Actuators. *White Paper*, 4.
- rpelectronics. (2017). *rpelectronics: Voltage Sensor Module*. Recuperado el 12 de Marzo de 2019, de rpelectronics: <https://www.rpelectronics.com/osepp-volt-01-sensors-arduino-compatible-voltage-sensor-module.html>
- STM32duino. (2019). *Blue Pill*. Recuperado el 25 de Julio de 2019, de <https://wiki.stm32duino.com/index.php?title=File:Bluepillpinout.gif>
- STMicroelectronics. (2019). *STM32 MCU de 32 bits Arm Cortex*. Recuperado el 24 de Mayo de 2019, de <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-32-bit-arm-cortex-mcus.html>
- STMicroelectronics. (2019). *ST life.augmented*. Recuperado el 03 de Julio de 2019, de ST life.augmented: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103.html>
- STMicroelectronics. (2019). *STM32F103C8*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f103c8.html#overview>
- Stoffregen, P. (30 de Agosto de 2010). *Teensy 3.0: Kickstarted*. Recuperado el 13 de Abril de 2019, de Kickstarted: <https://www.kickstarter.com/projects/paulstoffregen/teensy-30-32-bit-arm-cortex-m4-usable-in-arduino-a/posts>
- Surgimedi. (2013). *Surgimedi: TORSO PARA RCP LITTLE ANNE*. Recuperado el 11 de Julio de 2019, de Surgimedi: [https://www.surgimedi.com/index.php?id\\_product=740&controller=product](https://www.surgimedi.com/index.php?id_product=740&controller=product)

- Team, P. (26 de Septiembre de 2017). *Know Your Pneumatics: Single or Double Acting? Choosing the Right Cylinder: Parker*. Recuperado el 4 de Abril de 2019, de Parker: <http://blog.parker.com/know-your-pneumatics-single-or-double-acting-choosing-the-right-cylinder>
- Vistronica S.A.S. (2016). *Vistronica S.A.S.: Sensores: SENSOR FUERZA FSR INTERLINK 406*. Recuperado el 16 de Mayo de 2019, de Vistronica S.A.S: <https://www.vistronica.com/sensores/presion/sensor-fuerza-fsr-interlink-406-detail.html>
- Wikifab. (28 de 02 de 2011). *Wikifab: Cilindros Neumáticos*. Recuperado el 26 de Mayo de 2019, de Wikifab: [http://wikifab.dimf.etsii.upm.es/wikifab/index.php/Cilindros\\_Neum%C3%A1ticos](http://wikifab.dimf.etsii.upm.es/wikifab/index.php/Cilindros_Neum%C3%A1ticos)
- WindyNation. (2017). *Linear Actuators: WindyNation*. Recuperado el 28 de Julio de 2019, de WindyNation: <https://www.windynation.com/Linear-Actuators/WindyNation/Linear-Actuators-various-stroke-lengths/-/244?p=YzE9Mjg=>
- Yunus, A., & Jhon, M. (2006). Propiedades del aire. En A. Yunus, & M. Jhon, *Mecánica de fluidos: Fundamentos y aplicaciones* (págs. Tabla A-9). México, D.F.: McGraw-Hill.
- ZOLL, M. C. (2012). *Official ZOLL® Site: RCP automática*. Recuperado el 13 de Mayo de 2019, de Official ZOLL® Site: <https://api.zoll.com/-/media/public-site/products/autopulse/9650-0714-10-rev-c.ashx>

# ANEXOS



**ESPE**  
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS  
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

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

**1.1.1. CERTIFICACIÓN**

Se certifica que el presente trabajo fue desarrollado por los señores **GAMBOA PROAÑO, RICARDO JAVIER, SALAZAR MONTALVO PABLO PATRICIO**

En la ciudad de Latacunga, a los 15 días del mes de julio del 2019.

**Aprobado por:**

