



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

**AUTOMATIZACIÓN DE UN RESPIRADOR  
ARTIFICIAL MEDIANTE AIRE COMPRIMIDO  
Y PROGRAMACIÓN DE COMPONENTES  
PROGRAMABLES**

Autores:

José Agustín Farreras Velazco

Andrea Valentina García Liendo

Urb. Yuma II, calle N.º 3. Municipio San Diego  
Teléfono: (0241) 8714240 (máster) – Fax: (0241) 871239



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA**  
**UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**AUTOMATIZACIÓN DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL MEDIANTE AIRE  
COMPRESO Y PROGRAMACIÓN DE COMPONENTES PROGRAMABLES**

Proyecto del Trabajo de Grado para optar al título de  
**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**Autores:**

José Agustín Farreras Velazco

Andrea Valentina García Liendo

**Tutor:**

Ing. Wiston Espinoza

San Diego, enero 2023



UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ  
COORDINACIÓN DE PASANTÍA Y TRABAJO DE GRADO

**ACTA DE APROBACIÓN**

INFORME FINAL DE PASANTÍA

TRABAJO DE GRADO

El jurado designado por la Facultad de Ingeniería para la evaluación del Informe Final de Pasantía o Trabajo de Grado titulado:

Automatización de un Respirador Artificial mediante Aire Comprimido y Programación de Componentes Programables

Realizado por el (la) Br. José A. Ferreras

C.I. N° 28674698 cursante de la carrera de Ing. Electrónica

hace constar después de analizar su contenido y oída la exposición oral, considera que el Informe Final o Trabajo de Grado ha obtenido la calificación de:

APROBADO

NO APROBADO

**El Jurado**

[Signature]  
Tutor Académico (Coordinador)  
Nombre: Winston Espinoza  
C.I.: 9885895

[Signature]  
Jurado  
Nombre: José Luis  
C.I.: 8.627.908

[Signature]  
Jurado  
Nombre: Wilmel Sanz  
C.I.: 7132496

Fecha: 25, 07, 2023

[Signature]





**ACTA DE APROBACIÓN**

INFORME FINAL DE PASANTÍA

TRABAJO DE GRADO

El jurado designado por la Facultad de Ingeniería para la evaluación del Informe Final de Pasantía o Trabajo de Grado titulado: Automatización de un Respirador Artificial mediante Aire Comprimido y Programación de Componentes Programables

Realizado por el (la) Br. Andrea V. García L.

C.I. N° 29569598 cursante de la carrera de Ing. Electrónica

hace constar después de analizar su contenido y oír la exposición oral, considera que el Informe Final o Trabajo de Grado ha obtenido la calificación de:

APROBADO

NO APROBADO

**El Jurado**

Tutor Académico (Coordinador)

Nombre: Wilson Espinoza  
C.I.: 9885895

Jurado

Nombre: José Luis  
C.I.: 8.827.908

Jurado

Nombre: Wilmar Saiz  
C.I.: 7132496

Fecha: 25/07/2023





REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA  
UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

**CONSTANCIA DE APROBACIÓN PARA LA PRESENTACIÓN  
PÚBLICA DEL TRABAJO DE GRADO**

Quien suscribe, Wiston Espinoza, portador de la cédula de identidad N° 9.885.895, en mi carácter de tutor del trabajo de grado presentado por la ciudadana Andrea García, portadora de la cédula de identidad N° 29.569.598 y el ciudadano José Farerras, portador de la cédula de identidad N° 28.674.698, titulado **“AUTOMATIZACIÓN DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL MEDIANTE AIRE COMPRIMIDO Y PROGRAMACIÓN DE COMPONENTES PROGRAMABLES”**, presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero Electrónico, considero que dicho trabajo reúne los requisitos y méritos suficientes para ser sometido a la presentación pública y evaluación por parte del jurado examinador que se designe.

En San Diego, a los 20 días del mes de junio del año dos mil veintidós.

---

Wiston Espinoza

C.I: 9.885.895



REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA

UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ

FACULTAD DE INGENIERÍA

FI E 001 2022-3CR TG

Valencia, 14 de abril de 2023

Ciudadanos:

FARRERAS VELAZCO, JOSÉ AGUSTIN

28.674.698

GARCÍA LIENDO, ANDREA VALENTINA

29.569.598

Presente -

Cumplo con informarles que la comisión de Trabajo de Grado y Pasantías de la Facultad de Ingeniería en su reunión N° 05-2023 de fecha 10/02/2023 aprobó el proyecto de grado titulado:

**Automatización de un respirador artificial mediante aire comprimido y programación de componentes programables.**

Presentado por ustedes como requisito para optar al título de Ingeniero en Electrónica.

Se ratifica la designación del Tutor Académico que lo asesorará en el desarrollo de este proyecto a:  
Ing. Wiston Alexander Espinoza Hurtado, titular de la cédula de identidad V-9.885.895

Atentamente

Dra. Laura Aurora Sáenz Palencia  
Decana de la Facultad de Ingeniería



## DEDICATORIA

Nos sentimos sumamente orgullosos de haber culminado esta etapa de nuestras vidas tan importante y a su vez que esto signifique el comienzo de otra. La formación académica como Ingeniero Electrónico sin duda no lo hubiésemos podido realizar sin la ayuda de muchas personas donde cada una de ellas apporto en beneficio de que todo esto fuera posible y así mismo de poder permitirnros estar en donde estamos hoy en día. Nos sentimos llenos de regocijo de haber cumplido una de nuestras metas más añoradas con mucho esfuerzo.

A dios por siempre guiarnos en el camino y en cada uno de nuestros pasos y decisiones.

Es para nosotros una gran satisfacción poder dedicarle este trabajo a nuestros familiares y seres queridos que nos acompañaron en esta travesía que con mucho esmero y trabajo hemos conseguido, pero sobre todo a nuestros padres, Adriana Liendo, Vicente García, Claudia Velazco y José Farreras, por ser pilares fundamentales en nuestro desarrollo y con su apoyo incondicional días tras día con sus palabras de aliento y consejos para ayudarnos a mejorar.

A mis hermanos Vicente García y Valeria García que me han acompañado en este proceso y que deseo ellos también logren culminar.

A nuestros compañeros de estudio por compartir con nosotros y atravesar juntos cada uno de los retos que se nos presentaron al estudiar la maravillosa carrera de Ingeniería Electrónica.

A nuestros amigos que con su presencia nos reconfortaron, animaron y apoyaron tanto en cada momento.

***Finalmente, no existen palabras que describan lo agradecidos que estamos con cada uno de los nombrados por formar parte de uno de los logros más grandes de nuestras vidas, gracias a cada uno de ellos por ayudarnos a crecer y luchar cada día, hemos madurado y aprendido más allá de nuestras expectativas.***

**Andrea García y José Farreras**

## **AGRADECIMIENTOS**

A nuestro tutor académico Wiston Espinoza, por su guía a lo largo de la elaboración de este Trabajo de Grado. Así mismo por todas sus enseñanzas, consejos y paciencia que nos entregó en todo momento. Gracias por creer en nosotros, es un honor para nosotros que usted nos haya guiado con sus conocimientos y experiencias en esta última etapa de nuestra carrera, sin su ayuda esto no habría sido posible. Siempre le estaremos agradecidos.

Al profesor Wilmer Sanz por su amabilidad, sus enseñanzas impartidas y sus lecciones de vida. Gracias por siempre apoyarnos y ayudarnos en todo lo que estuvo a su alcance. Para nosotros es un privilegio haber sido sus alumnos y haber podido compartir con usted grandes experiencias. No podemos expresar con palabras cuan agradecidos estamos por su esfuerzo y dedicación para fomentar un ambiente de aprendizaje enriquecedor en la Escuela de Electrónica. Su liderazgo ha contribuido significativamente a nuestra formación como ingenieros electrónicos y a nuestro crecimiento personal.

Al profesor Gilberto Virguez por su guía, enseñanzas y vivencias laborales, nos hizo creer en nosotros y ver el mundo de una manera diferente y sobre todo a ser mejores profesionales en todo ámbito. Queremos agradecerle por su compromiso constante y por siempre estar dispuesto a escuchar nuestras inquietudes y a proporcionar valiosos consejos sobre nuestra formación académica y profesional. Su dedicación y pasión por enseñar han sido una fuente constante de inspiración y motivación para nosotros.

Al profesor José Pérez por su valioso apoyo y dedicación como profesor de la materia de Teoría de Control y por aceptar ser miembro del jurado de nuestra tesis. Su experiencia y conocimientos en este campo han sido fundamentales para nuestra comprensión y desarrollo en esta área. Su pasión por la materia y su dedicación para asegurar nuestra comprensión han sido ejemplares. Además de su labor docente, queremos expresar gratitud sus comentarios y sugerencias constructivas que han sido de gran valor para mejorar la calidad de nuestro trabajo.

**Con gratitud y respeto. Andrea García y José Farreras**

## ÍNDICE GENERAL

CONTENIDO	pp.
<b>ÍNDICE GENERAL</b> .....	<b>ix</b>
LISTA DE CUADROS.....	xii
LISTA DE FIGURAS.....	xiii
LISTA DE TABLAS.....	xv
RESUMEN INFORMATIVO.....	xvi
INTRODUCCIÓN.....	1
<b>CAPÍTULO</b>	
<b>I EL PROBLEMA</b>	
1.1. Planteamiento del Problema.....	2
1.2. Formulación del Problema.....	6
1.3. Objetivos de la Investigación.....	6
1.3.1. Objetivo General.....	6
1.3.2. Objetivos Específicos.....	6
1.4. Justificación.....	6
1.5. Alcance y Limitaciones.....	7
<b>II MARCO TEÓRICO</b>	
2.1. Antecedentes.....	8
2.2. Bases Teóricas.....	12
2.2.1. Respirador artificial.....	12
2.2.2. Composición y funcionamiento básico.....	12
2.2.3. Ventilación mecánica.....	13
2.2.4. Tipos de ventilación mecánica.....	13
2.2.4.1. Ventilación mecánica parcial.....	13
2.2.4.2. Ventilación mecánica artificial o total.....	13
2.2.4.3. Ventilación de presión positiva.....	14
2.2.5. Ciclo ventilatorio.....	14
2.2.5.1. Insuflación.....	14
2.2.5.2. Meseta.....	14
2.2.5.3. Deflación.....	14
2.2.6. Inicio de la fase inspiratoria: disparo por tiempo/presión/flujo...	15
2.2.7. Inicio de la fase espiratoria: ciclo de tiempo/volumen/flujo/presión.....	15
2.2.8. Componentes primarios.....	15
2.2.8.1 Modos de ventilación.....	15
2.2.8.2 Frecuencia respiratoria.....	16
2.2.8.3 Tasa de flujo.....	16
2.2.8.4 FiO <sub>2</sub> .....	16
2.2.8.5 PEEP.....	16
2.2.9. Especificaciones claves de ventilación.....	16
2.2.10 Bolsa Ambu original.....	17

2.2.11 Oxímetro.....	18
2.2.12 Válvula neumática.....	18
2.2.12.1 Número de vías.....	19
2.2.12.2 Posiciones.....	19
2.2.12.3 Caudal.....	19
2.2.12.4 Sistema de accionamiento.....	19
2.2.13. Microcontrolador.....	20
2.2.14. Sensor.....	20
2.2.15. Adquisición de datos.....	21
2.3 Bases Legales.....	21
2.3.1 ISO 13485 Sistemas de Gestión de la Calidad de Equipos Médicos – La norma ISO 13485 de Equipos Médicos.....	21
2.3.2 CAPÍTULO IV: De la Contraloría Sanitaria – Artículo 33.....	22
2.3.3 REFORMA PARCIAL DEL REGLAMENTO DE LAS CONDICIONES DE HIGIENE Y SEGURIDAD EN EL TRABAJO: De las Máquinas Equipos y Herramientas. CAPITULO I: De las Máquinas y Equipos. Artículo 149.....	22
2.4 Definición de Términos básicos.....	23

### **III MARCO METODOLÓGICO**

3.1 Tipo de Investigación.....	25
3.2 Diseño de la Investigación.....	25
3.3 Nivel de la investigación.....	26
3.4 Población y muestra.....	27
3.5 Técnicas e instrumentos de recolección de datos.....	27
3.5.1 Técnicas de recolección de datos.....	28
3.5.1.1 Observación directa.....	28
3.5.1.2 Revisión documental.....	28
3.5.1.3 Entrevista.....	28
3.5.2 Instrumentos de recolección de datos.....	29
3.5.2.1 Entrevista estructurada.....	29
3.5.2.2 Ficha técnica.....	29
3.5.2.3 Instrumento de registro.....	29
3.5.2.4 Registro fotográfico.....	30
3.6. Validación del instrumento.....	30
3.7. Técnicas de análisis de resultados.....	30
3.8. Fases metodológicas.....	30
3.9. Cuadro de Operacionalización de Variables.....	32
3.10. Confiabilidad de la investigación.....	33

<b>IV</b>	<b>RESULTADOS</b>	
4.1	Fase I: Diagnosticar el estado del prototipo del que se dispone.....	34
4.1.1.	Fugas en la cámara del prototipo.....	34
4.1.2.	Válvula actual inoperativa.....	37
4.1.3.	Resucitador manual en mal estado.....	38
4.2.	Fase II: Determinación de los requerimientos funcionales del sistema.....	41
4.2.1.	Materiales de uso clínico.....	41
4.2.2.	Accionador con la mayor cantidad de ciclos posible.....	42
4.2.3.	Alarmas en el sistema.....	42
4.2.4.	Hermeticidad de la cámara.....	42
4.3.	Fase III: Identificación de las variables del proceso que se va a manejar.....	49
4.3.1.	Variables del paciente.....	49
4.3.2.	Variables del sistema.....	50
4.4.	Fase IV: Selección de los componentes para la automatización del prototipo.....	51
4.5.	Fase V: Programación del dispositivo de control que permitirá el bombeo de aire comprimido para el accionamiento del prototipo de respirador artificial.....	64
4.6	Fase VI: Evaluación del funcionamiento del equipo de acuerdo a edad, genero, altura y ppm.....	66
4.6.1.	Hermeticidad de la cámara del prototipo.....	67
4.6.2.	Válvula seleccionada.....	67
4.6.3.	Programación.....	67
4.6.4.	Pruebas finales del prototipo.....	67
4.7.	Estudio de factibilidad.....	69
4.7.1.	Factibilidad técnica.....	69
4.7.2.	Factibilidad funcional.....	70
4.7.3.	Factibilidad social.....	70
4.7.4.	Estudio de costos.....	71
	CONCLUSIONES.....	75
	RECOMENDACIONES.....	78
	REFERENCIAS.....	79
	ANEXOS.....	82
	APÉNDICES.....	90

## LISTA DE CUADROS

	DESCRIPCIÓN	
CUADRO		pp.
1	Operacionalización de variables.....	32
2	Instrucciones para la aplicación de la entrevista.....	33
3	Preguntas de la entrevista.....	33
4	Cronograma de actividades.....	36

## LISTA DE FIGURAS

### DESCRIPCIÓN

FIGURA		pp.
1	Prototipo “Proyecto Aura” .....	4
2	Proyecto código abierto de un oxímetro.....	18
3	Diagrama que describe los pasos seguidos en un proceso de adquisición de datos.....	21
4	Puerto de salida de la mascarilla del Ambu.....	34
5	Puerto de exhalación del Ambu.....	35
6	Vista lateral del prototipo.....	36
7	Vista trasera del prototipo.....	36
8	Diagrama válvula 5/2 .....	37
9	Válvula instalada en el prototipo.....	38
10	Vista general del prototipo.....	39
11	Prototipo desarmado.....	39
12	Vista de las uniones entre las láminas de acrílico.....	43
13	Cinta doble cara 3M colocada en la lámina trasera.....	44
14	Vista lateral de la cinta doble cara 3M colocada.....	44
15	Silicona aplicada en las uniones de las láminas de acrílico.....	45
16	Vista de la lámina lateral con los orificios sellados.....	46
17	Vista material sellada con placa de aluminio.....	46
18	Lamina frontal desarmada.....	47
19	Pieza hecha a medida colocada en lamina frontal.....	47
20	Vista lateral del prototipo puerto de exhalación.....	48
21	Pieza fabricada O-rings en ambas partes.....	48
22	Pieza nueva colocada generando hermeticidad.....	49
23	Sensor de pulsos cardiacos y oxímetro MAX30102.....	52
24	Teclado matricial.....	52
25	Pantalla oled SSD1306.....	53

<b>26</b>	Buzzer o zumbador de 5V.....	<b>53</b>
<b>27</b>	Sensor de presión PSAN-1CPV-RC1/8.....	<b>54</b>
<b>28</b>	Sensor de presión PSAN-C01CPA-RC1/8.....	<b>55</b>
<b>29</b>	Electroválvula 3/2 3V310-08-NC .....	<b>55</b>
<b>30</b>	Diagrama electroválvula 3/2 3V310-08-NC .....	<b>56</b>
<b>31</b>	Válvula 3/2 con accionamiento neumático.....	<b>57</b>
<b>32</b>	Relé de estado solido SR1-1225-N.....	<b>57</b>
<b>33</b>	Regulador de presión de precisión GPR40010L.....	<b>58</b>
<b>34</b>	Diagrama neumático diseñado en SMC PneuDraw.....	<b>59</b>
<b>35</b>	Elementos neumáticos colocados.....	<b>59</b>
<b>36</b>	Sensor de flujo YF-S201.....	<b>60</b>
<b>37</b>	Piezas de acople del prototipo al sensor de flujo.....	<b>60</b>
<b>38</b>	Sensor de flujo y piezas de acople colocadas.....	<b>61</b>
<b>39</b>	Placa Arduino UNO.....	<b>62</b>
<b>40</b>	Imagen de referencia fuente de 12V a 1,25A.....	<b>62</b>
<b>41</b>	Regulador de voltaje lineal LM7809.....	<b>63</b>
<b>42</b>	Condensador electrolítico de 470uF 16V.....	<b>63</b>
<b>43</b>	Diagrama circuito reguladores de 12VDC A 9VDC.....	<b>64</b>
<b>44</b>	Circuito regulador final.....	<b>64</b>
<b>45</b>	Diagrama de flujo Arduino MAESTRO.....	<b>65</b>
<b>46</b>	Diagrama de flujo Arduino ESCLAVO.....	<b>66</b>
<b>47</b>	Apartado eléctrico lógico del prototipo.....	<b>69</b>

## LISTA DE TABLAS

### DESCRIPCIÓN

<b>TABLA</b>		<b>pp.</b>
1	Rango de frecuencia de respiraciones por minuto respecto a la edad...	50
2	Validación y calibración del prototipo.....	68
3	Costo de trabajo realizado a la cámara del prototipo.....	71
4	Costo de componentes añadidos al prototipo.....	72
5	Costo total .....	73



**REPÚBLICA BOLIVARIANA DE VENEZUELA**  
**UNIVERSIDAD JOSÉ ANTONIO PÁEZ**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

## **AUTOMATIZACIÓN DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL MEDIANTE AIRE COMPRIMIDO Y PROGRAMACIÓN DE COMPONENTES PROGRAMABLES**

Autores: José Agustín Farreras Velazco.  
Andrea Valentina García Liendo  
Tutor: Wiston Espinoza  
**Fecha:** enero 2023

### **RESUMEN INFORMATIVO**

En el presente trabajo de grado el caso de estudio es acerca del “**Proyecto Aura**” el cual es un respirador artificial que fue donado a la Universidad José Antonio Páez por la empresa “**Tecnoconciencia**”, dicho proyecto está incompleto e inactivo por lo tanto se pretende culminarlo llevando a cabo una serie de pasos para finalizarlo y ponerlo en funcionamiento, es por ello que la presente investigación tiene como objetivo realizar un sistema de control para la automatización del prototipo mediante el uso de aire comprimido mejorando así la eficiencia de un respirador artificial común, siendo esta de la línea de investigación de ciencias cognitivas y aplicadas. Primeramente, se realizará un diagnóstico del estado en el que se encuentra el prototipo, luego se determinarán los requerimientos funcionales del sistema y las variables del proceso que se van a manejar. Así mismo, mediante el uso de técnicas metodológicas como la observación directa, la revisión documental, registro fotográfico y la entrevista se obtendrá información pertinente que aportará al desarrollo de dicho proyecto. Una vez seleccionado el accionamiento necesario para la automatización del prototipo se estudiarán microcontroladores con los que se logrará el correcto funcionamiento del sistema de control. Posteriormente, se programará el dispositivo de control que permitirá el bombeo de aire comprimido para el accionamiento del respirador artificial. Finalmente, se evaluará el funcionamiento del equipo en función de que este cumpla con los parámetros médicos respiratorios necesarios para que varíe en función de las necesidades del paciente.

**Descriptor:** respirador artificial, automatización, y microcontrolador.

## INTRODUCCIÓN

Los problemas respiratorios se producen cuando el cuerpo es incapaz de adquirir el oxígeno que necesita. Este es un tema más común de lo que se piensa. Dichas enfermedades pueden incluir una variedad de afecciones, en estos casos el respirador artificial es un dispositivo que contribuye a la recuperación de los pacientes que llegan a padecer de cierta enfermedad respiratoria. Dado a que los problemas de insuficiencia respiratoria seguirán existiendo la empresa **“Tecnociencia”** decidió realizar un proyecto denominado **“Proyecto Aura”**, el cual se trata de un respirador artificial que se deseaba automatizar para facilitar y mejorar el proceso de entrega de oxígeno adecuado a dicho paciente. Este proyecto quedó inconcluso y fue donado a la Universidad José Antonio Páez, específicamente a la Escuela de Electrónica. El dispositivo cuenta con una cámara hermética donde internamente posee una bolsa Ambu, así mismo posee una válvula cinco vías y dos posiciones que a su vez posee dos silenciadores y un regulador de caudal. El objetivo de esta investigación es realizar un sistema de control para la automatización del prototipo mediante el aire comprimido mejorando así la eficiencia de un respirador artificial común, ya que con las jornadas largas de ventilación mecánica podría existir una variación en la cantidad de oxígeno entregada a la persona. Este sistema tomará en cuenta el rango de edad, la altura y el género del paciente para la entrega de oxígeno dependiendo de sus necesidades, se utilizarán materiales ya existentes reduciendo de manera significativa el costo del prototipo para la evaluación de factibilidad del proyecto.

El proyecto de investigación se estructurará en cinco capítulos, en el CAPITULO I se da a conocer la problemática y su planteamiento, pasando por su formulación y su interrogante, continuando con los objetivos de la investigación y finalizando con la justificación, delimitación y alcance de esta. En el CAPITULO II se expresan los antecedentes de la investigación, además de las bases teóricas, fundamentos legales de la investigación, y finalizando con la terminología básica dentro de la investigación. Así mismo, en el CAPITULO III se da a conocer el tipo de investigación, diseño y nivel, seguido de las técnicas y métodos utilizados para la recolección y análisis de la información, así como los resultados finalizando con las etapas metodológicas de la investigación. Finalmente encontrando el CAPITULO IV presentando todos aquellos recursos utilizados en el trayecto del proyecto, así como la guía de preguntas para la entrevista, culminando con el cronograma de actividades que se realizaron y se realizarán a lo largo de la investigación.

# CAPÍTULO I

## EL PROBLEMA

### 1.1. Planteamiento del problema.

Los respiradores artificiales convencionales suplen la respiración natural por una ventilación mecánica en personas con insuficiencias respiratorias, asegurando así un correcto suministro de oxígeno a un paciente que se encuentre en la imposibilidad de mantener su respiración por sí sólo, estos son accionados mecánicamente por una persona y trae consigo como consecuencia un menor rendimiento del equipo ya que en un corto periodo de tiempo se presentan variaciones en la fuerza aplicada al equipo provocando cambios tanto en la presión como en la cantidad de aire que se le está suministrando al paciente, provocando así un incremento en el porcentaje de riesgo de sufrir alguna alteración en el sistema respiratorio.

Un respirador manual consta de una bolsa autoinflable (bolsa de reanimación) que se une a una válvula unidireccional que permite el paso del aire y luego a una máscara facial que se adapta a los tejidos blandos de la cara. El extremo opuesto de la bolsa está unido a una fuente de oxígeno (al 100%) y generalmente a una bolsa de reservorio. La máscara se mantiene apretada contra la cara y al contraerse la bolsa autoinflable se ventila al paciente por la nariz y la boca. A menos que estén contraindicados, los accesorios para las vías aéreas, como las vías nasofaríngeas y/o las orofaríngeas, se usan durante la ventilación con BVM (Ventilación bolsa-válvula-máscara) para ayudar a crear una vía aérea permeable (Habrat, 2022).

En ese mismo sentido, el respirador artificial se utiliza como soporte vital para personas con dificultades respiratorias, con la ayuda de este se logra representar el sistema respiratorio humano que está formado por las estructuras que realizan el intercambio de gases entre la atmósfera y la sangre, como indica (Palacios, 2019). El oxígeno ( $O_2$ ) es introducido dentro del cuerpo para su posterior distribución a los tejidos y el dióxido de carbono ( $CO_2$ ) producido por el metabolismo celular, es eliminado al exterior. El proceso de intercambio de ( $O_2$ ) y ( $CO_2$ ) entre la sangre y la atmósfera, recibe el nombre de respiración externa. El proceso de intercambio de gases entre la sangre de los capilares y las células de los tejidos en donde se localizan esos capilares se llama respiración interna.

Estos dispositivos son utilizados con el fin de ofertar ventilaciones con presión positiva en pacientes con necesidad de soporte ventilatorio. Entre las situaciones clínicas en que son utilizados, podemos citar: la resucitación cardiopulmonar y el transporte extra e intrahospitalario. Los ventiladores mecánicos no pueden ser considerados como unos simples dispositivos, sino que consisten en un conjunto de válvulas que trabajan de forma secuencial, con el objetivo de permitir la salida y la entrada de aire en el sistema respiratorio del paciente, además de que estos funcionan de manera manual, es decir, accionado por una persona proporcionando ventilación. Estos dispositivos son ahora ampliamente utilizados por el personal médico y paramédico debido a su fácil uso en situaciones de emergencia y rápida acción.

Los recientes avances en la tecnología de los microprocesadores han incrementado la sofisticación de los ventiladores mecánicos, hecho que ha comportado la aparición de nuevas modalidades ventilatorias. Estos ventiladores, además de permitir suplir las necesidades de un grupo más variado de pacientes, proporcionan unas amplias capacidades de monitorización del paciente y del sistema, hecho que repercute en la seguridad del paciente, siempre que el equipo asistencial conozca sus prestaciones y valore de forma eficaz la interacción paciente-ventilador

Cabe mencionar que existen dificultades como que al introducir aire en los pulmones con demasiada presión o con un volumen demasiado alto se puede producir una sobrecarga pulmonar y causar una lesión. A veces se rompen los frágiles alvéolos (pequeños sacos de aire en los pulmones), lo que permite que el aire se acumule alrededor del pulmón y lo colapse. Para evitar esto se debe limitar el volumen y la presión suministrado por el respirador artificial. Por otro lado, así como una presión y volumen de aire alto puede ocasionar problemas también lo hace un bajo nivel de estos, no pudiendo movilizar el suficiente aire, haciendo de esta manera que aumente en exceso la concentración de dióxido de carbono en sangre y que las vías respiratorias de pequeño calibre y los alveolos permanezcan cerrados.

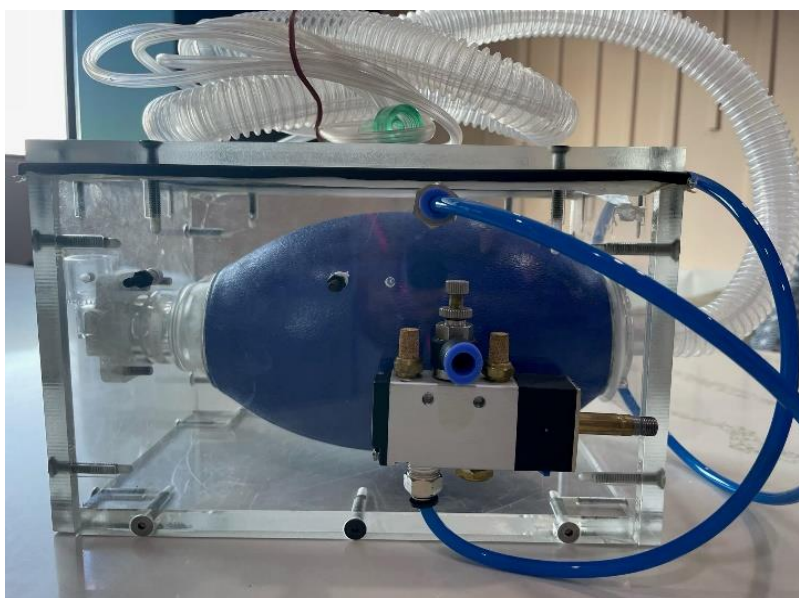
Siendo la función respiratoria básica el intercambio gaseoso de oxígeno y dióxido carbono, así como el perfecto equilibrio y control entre los diferentes componentes del sistema respiratorio, por lo tanto debemos conocer cuándo está indicado este medio de soporte vital avanzado, los principios fisiológicos de la ventilación, los efectos favorables y desfavorables que obtenemos del mismo así como también, aprender a programar los diferentes modos disponibles como también interpretar las diferentes estrategias de monitorización y en base a esta información efectuar en

forma oportuna los cambios necesarios para optimizar la ayuda y minimizar las complicaciones que pueden producirse por un uso inadecuado o ineficiente.

Referente a enfermedades respiratorias, después de haber tenido una drástica reducción al inicio de la pandemia, los diagnósticos de enfermedades respiratorias comenzaron a repuntar. Según la Dra. Jeanette Rincón Morales, en el Boletín Epidemiológico del informe trimestral de Cáritas de Venezuela del 3er trimestre de 2022 dice que:

“Se recibieron 551 encuestas de hogares aplicadas a nivel parroquial, en donde 9 de cada 10 hogares tuvo al menos un enfermo el mes previo a la encuesta. Visto por grupos de enfermedades, las de sistema respiratorio siguen ocupando el primer lugar entre los diagnósticos de morbilidad. El 75% en este grupo lo representan las infecciones agudas: 49% fueron altas como rinofaringitis, sinusitis, faringoamigdalitis y el 25% infecciones respiratorias bajas tales como neumonía, bronquitis y bronquiolitis. Destaca que la neumonía subió 10 peldaños en el cuadro de primeros diagnósticos. Se produjo un repunte entre junio e inicios de julio, pero en agosto hubo una disminución de casos en el país.”

Dichas enfermedades de carácter respiratorio se vuelven cada vez más comunes por factores como la quema de combustibles, contaminación del aire, consumo de tabaco, entre otros.



**Figura 1.** Prototipo “Proyecto Aura”

**Fuente:** Ferreras y García (2023)

Debido a esta problemática la empresa “Tecnociencia” realizó un prototipo mostrado en la **figura 1** de un respirador artificial llamado “Proyecto Aura” el cual fue donado a la Universidad José Antonio Páez escuela de electrónica al laboratorio de automatización, dicho

dispositivo fue entregado incompleto e inactivo por lo tanto se pretende culminar el proyecto llevando a cabo una serie de pasos para finalizarlo y ponerlo en funcionamiento. Se puede intuir de este sistema que fue ensamblado, pero no puesto en funcionamiento de la forma en la que se esperaba, por lo general como se describió anteriormente este tipo de ventiladores mecánicos se accionan de manera manual por un operario, Así mismo, se puede observar que se deseaba hacer uso del aire comprimido para realizar esta acción, pero no se estableció un sistema externo que pudiese controlar el funcionamiento de este por lo cual no se estableció un funcionamiento al 100% del prototipo. Dicho prototipo al no estar culminado no ha cumplido con todas las características técnicas y médicas necesarias que debe cumplir un ventilador mecánico.

Cabe mencionar que es de suma importancia que este prototipo cumpla con todos aquellos parámetros necesarios tanto médicos como funcionales, ya que al no cumplir con estos puede traer consigo una infinidad de consecuencias inducidas hacia la persona en la que se está utilizando, es decir, en caso de que el respirador artificial no esté certificado o en un buen estado operativo, puede no cumplir con su función principal y la más importante, por consiguiente puede empeorar la situación médica o el tratamiento respiratorio indicado al paciente.

Los respiradores artificiales comunes cuentan con una cierta cantidad de componentes o instrumentos que ayudan en el proceso del transporte del aire y oxígeno hacia el paciente, de manera tal que se mantenga un correcto flujo de los mismos derivando en una buena oxigenación, dicho de otro modo, para que esto ocurra se deben contar con todas aquellas partes necesarias que trabajan en conjunto para que el sistema cumpla con un objetivo específico, esto ocurre en todos los sistemas ya que cada componente cumple con una función. Es importante destacar que los respiradores artificiales son mundialmente utilizados para salvar vidas que ayudan o suplen una necesidad básica del ser humano como lo es la respiración, en situaciones de emergencia o en presencia de alguna enfermedad respiratoria que afecte en gran medida este proceso pueden ser de gran ayuda para salvar vidas, además de la importancia y ayuda en la innovación de nuevas tecnologías o la mejora de la tecnología actual para hacer frente a las situaciones que pueden afrontar las personas, es por ello que el “Proyecto Aura” es una gran iniciativa antes de estas situaciones.

La automatización de los procesos es de suma importancia para la mejora de los mismos ya que ayudan en la monitorización de aquellas variables que están inmersas en el sistema, es por ello que la automatización de los respiradores artificiales es de gran ayuda para evitar todos

aquellos problemas que pueden presentar a la hora de ser accionados por personas incapacitadas o en aquellas situaciones en las que se requiere hacer uso de los mismos y no se puedan utilizar de la manera adecuada. Mediante la automatización de ellos se pueden dejar de lado todos estos problemas o dificultades debido a que el control de las variables pasará a estar en manos del sistema de control que tendrá en cuenta todas estas de la manera más eficiente posible logrando de esta manera el objetivo por el cual fue creado.

### **Formulación del Problema.**

¿Cómo se podría automatizar el prototipo de respirador artificial para personas con enfermedades respiratorias?

## **1.2. Objetivos de la investigación.**

### **1.2.1. Objetivo general.**

Realizar un sistema de control para el prototipo “Proyecto Aura” de respirador artificial mediante dispositivos programables haciendo uso de aire comprimido.

### **1.2.2. Objetivos específicos.**

- Diagnosticar el estado del prototipo del que se dispone.
- Determinar los requerimientos funcionales del sistema.
- Identificar las variables del proceso que se va a manejar.
- Seleccionar los componentes para la automatización del prototipo.
- Programar el dispositivo de control que permitirá el accionamiento del prototipo para el bombeo del aire comprimido.
- Evaluar el funcionamiento del equipo de acuerdo a edad, género, altura y ppm.

## **1.3. Justificación de la investigación.**

Es evidente entonces la importancia de llevar a cabo este proyecto en beneficio de los individuos que presentan afecciones o enfermedades respiratorias proporcionándoles un sistema eficiente y automatizado para su correcto tratamiento y/o su pronta recuperación evitando los riesgos y problemas que conlleva realizar dicho procedimiento de manera manual como se describió anteriormente, hay de recalcar que este dispositivo podría ser utilizado en casos de enfermedades respiratorias que provoquen en los pacientes dificultades respiratorias, ya que como

se describió anteriormente día a día hay más personas con alguna enfermedad respiratoria ya que día a día la calidad del aire se ve perjudicada por la quema de combustibles fósiles, emanaciones de dióxido de carbono, entre otros.

Hecha la observación anterior, dicho proyecto tiene gran implicación práctica debido a la correlación de distintos campos tanto de ingeniería como de medicina, incluyendo temas como la automatización, la programación, la neumática, neumología, entre otras. Cabe agregar, que este proyecto se encuentra dentro de la línea de investigación de ciencias cognitivas y aplicadas demostrando así la aplicabilidad de todos los conocimientos adquiridos.

#### **1.4. Alcance y limitaciones.**

Por las consideraciones anteriores, se realizará una investigación exhaustiva acerca de los respiradores artificiales, su funcionamiento y características. Primeramente se realiza un diagnóstico del estado del prototipo y se identificarán las variables a manejar en el proceso, así mismo se automatizara el prototipo mediante un sistema de control el cual nos permitirá hacer uso del aire comprimido para el accionamiento mecánico del respirador, posteriormente, con ayuda de un dispositivo programable se realizará toda la lógica de programación logrando con ello parametrizar la frecuencia con la que ocurrirá este accionamiento manteniendo un flujo de oxígeno al paciente todo esto mediante una interfaz para que el operario pueda ingresar los datos de control de dicho sistema además de monitorearlo, finalmente dicha investigación evaluará el funcionamiento del equipo en función de que este cumpla con los parámetros médicos respiratorios necesarios se varié automáticamente la frecuencia del accionamiento, se ha de recalcar que dicho proyecto está limitado por todos aquellos elementos externos operativos del sistema, véase como el compresor a utilizar, sistema de alimentación, sistemas auxiliares de alimentación, presencia de una bombona de oxígeno así como también la cantidad y calidad del oxígeno que le será suministrado al paciente.

## CAPÍTULO II

### MARCO TEÓRICO

#### 2.1. Antecedentes.

Como lo indica Retamozo (2014) afirma que “Los antecedentes o estado de la cuestión tienen el propósito de mostrar que el tema fue tratado por otros autores y, a la vez, evidenciar que hay algo aún por decir/conocer con respecto al tema” (p.185). Complementando esta idea, Bernal (2010) sostiene que los antecedentes, a lo que él denomina “estado del arte”, tiene como propósito “mostrar el estado actual del conocimiento en un determinado campo tales estudios muestran el conocimiento relevante y actualizado, las tendencias, los núcleos problemáticos, los vacíos, los principales enfoques o escuelas y los avances sobre un tema determinado” (p.112).

En ese sentido, Borja y Danilo (2021), realizaron una investigación titulada **“Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID19 en el hogar”**. Presentada para optar por la obtención del título de Tecnólogo en Electrónica Mención Instrumentación y Aviónica en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, Ecuador. El objeto del estudio estuvo enfocado en implementar un respirador artificial automático que funcione conjuntamente con un oxímetro para la recuperación de pacientes de COVID19 en el hogar. Presentándose entonces una investigación del tipo exploratorio.

Al finalizar el prototipo se pudo comprobar su funcionamiento controlándolo a través de una aplicación móvil, además de poseer una pantalla led en la que se visualiza el valor de oxigenación que gracias a la programación en el Arduino genera la presión requerida de aire supliendo así al funcionamiento manual, con una duración de tiempo programada para el efecto de acuerdo con los parámetros establecidos. El prototipo de respirador automático y oxímetro gracias a su fácil uso permitió que se ejecuten pruebas con una bolsa de plástico la cual simula la entrada de aire por la presión que ejerce automáticamente la bolsa Ambu, comprobando así el funcionamiento efectivo del prototipo el cual cumple con el objetivo de controlar el flujo de respiración automáticamente.

En este trabajo se diseñó y se implementó un prototipo de respirador artificial desde cero, aportando a la investigación aquellos parámetros de diseño que se necesitan para que este pueda

funcionar, se hizo uso de Arduino y motores para el accionamiento de la bolsa Ambu lo que es una implementación electro-mecánica controlando el sistema mediante sistema de control y la medición de los parámetros médicos por lo cual es de suma importancia para la investigación.

Así como también Chambergo (2017) quien realizó una investigación titulada **“Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria”**. Presentado para optar por el Grado de Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica con mención en Automatización y Optimización en la Universidad de Piura, Perú. El objetivo de la investigación estuvo enfocado en el desarrollo de una propuesta para la mejora de la ventilación manual, abarcando el diseño del mecanismo para que tenga las mismas funciones del equipo usado comúnmente pero además de fácil traslado y automatizado. Se propone el sistema manivela – biela – pistón que, conociendo dicho sistema y tomando en cuenta todas las fuerzas que intervienen en él se realiza el diseño del controlador además de también el propio diseño del prototipo.

Este trabajo tuvo como aporte cumplir con ciertos aspectos técnicos de importancia para la investigación además de ser un sistema automatizado para un respirador artificial mediante controladores y un sistema manivela-biela-pistón, es decir, se acciona la bolsa Ambu mediante un pistón que se mueve y la presiona mediante contacto físico. Se realizaron las simulaciones pertinentes para comprobar el funcionamiento del dispositivo dando buenos resultados expresados en tablas y figuras para la ventilación de pacientes tanto adultos como a nivel pediátrico haciendo uso de un sistema de control de volumen, todo esto mediante materiales que se encuentran en el mercado a un bajo costo como se desea hacer en esta investigación.

En cambio, Arteaga (2019), realizó una investigación titulada **“Descripción del ventilador mecánico Shangrila 590P patrimonial al hospital central Dr. Placio Daniel Rodríguez Rivero”**. Presentado para optar por el título de Técnico Superior en Electromedicina en la Universidad Nacional experimental “Francisco de Miranda”, Yaracuy Venezuela. El objetivo de la investigación fue el de describir el ventilador mecánico Shangrila 590P en el Hospital Central “Dr. Placido D. Rodríguez R.” Presentándose una investigación del tipo exploratoria – descriptiva obteniendo los datos e información a través de una investigación de campo.

En esta investigación se logró la obtención de información acerca del equipo y su funcionamiento, fue creado con la finalidad de dar soporte vital mediante la ventilación mecánica a un paciente con insuficiencias respiratorias, brindándole soporte en la función respiratoria cumpliendo con mejorar el intercambio gaseoso, evitar la injuria pulmonar y disminuir el trabajo

respiratorio, hasta la futura recuperación de todos estos procesos de manera natural. Se logró de manera satisfactoria el conocimiento y la orientación acerca del ventilador mecánico Shangrila 590P por parte del personal del departamento de Electromedicina y del área de Unidad de Cuidados Intensivos (UCI) sirviendo además como guía para futuros pasantes de Electromedicina e Ingeniería Biomédica.

Gracias a este trabajo se puso a conocer a cerca de los ventiladores mecánicos y su funcionamiento creados con la finalidad de dar soporte respiratorio a las personas que lo necesitan, con esta investigación se lograron conocer todos aquellos aspectos técnicos a tener en cuenta para el control y la automatización del prototipo, como para la creación del sistema de control para el mismo.

También hay que destacar a Diaz y Tarazona (2012) quienes realizaron una investigación titulada **“Propuesta de un programa instruccional multimedia para la prevención de la neumonía asociada a ventilación mecánica dirigido a los profesionales de enfermería que laboran en la unidad de terapia intensiva pediátrica del hospital general del este Dr. Domingo Luciani”**. Presentado para optar al título de licenciado en enfermería en la Universidad Central de Venezuela, Caracas Venezuela. Esta investigación tuvo como objetivo proponer un programa instruccional multimedia para la prevención de neumonía asociada a ventilación mecánica dirigido a los profesionales de enfermería que laboran en la unidad de terapia intensiva pediátrica del hospital general del este Dr. Domingo Luciani. Presentándose una investigación del tipo proyectiva.

Con una población de 40 profesionales de enfermería que prestan servicios de atención directa y administrativa al usuario se utilizó un muestreo no probabilístico intencional obteniendo la información mediante un instrumento del tipo cuestionario en donde se les preguntaba información sobre el nivel de instrucción y los años de servicio identificando su nivel de conocimiento. En base a los resultados obtenidos del cuestionario se hizo necesario diseñar un programa capacitación sobre la prevención de la neumonía asociada a ventilación mecánica (NAVM) dirigido a los profesionales de enfermería de la unidad de terapia intensiva pediátrica (UTIP) del hospital Dr. Domingo Luciani.

Aportando a la investigación aquellos requerimientos de conocimiento necesario para el correcto manejo de los respiradores artificiales para así evitar ocasionar lesiones hacia los pacientes.

Y por último hay que destacar a Mora (2020) quien realizó una investigación titulada **“DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL PARA EL COMPRESOR CAMPBELL HAUSFELD DE 40 HP DEL SENA- ASTIN”** Presentada para optar por el título de Ingeniero Electrónico en la Universidad Autónoma de Occidente en el Departamento de Automática y Electrónica, Cali Colombia. Esta investigación tuvo como objetivo desarrollar un sistema de control para un compresor, específicamente un CAMPBELL HAUSFELD con el fin de mejorar la disponibilidad de aire comprimido y su puesta en funcionamiento. Presentándose una investigación de tipo investigación de campo. Finalizando el desarrollo del sistema de control del compresor Campbell Hausfeld se logró generar el 60% del aire comprimido que es dirigido a la maquinaria del Sena-Astin, además de mejorar significativamente el sistema de control gracias a tener un dispositivo open source que mejoró mediante un nuevo sistema de supervisión mejorando así la interacción hombre – máquina del compresor, está permitiendo una mayor interpretación de los datos, identificación de cualquier emergencia, además de permitir la posibilidad de comunicación remota.

El uso de dispositivos programable en procesos industriales permite la mejora en rendimiento, confiabilidad y control con ayuda de sensores que permitan con ayuda del dispositivo controlar el sistema de manera más sencilla, en el caso del compresor se hicieron uso de sensores de presión y temperatura separando además el tablero de control del área de trabajo del compresor permitiendo así que no se generen ni falsos positivos ni ruidos eléctricos provenientes del propio sistema. Finalmente se logró el objetivo principal de dicha investigación que fue poner en funcionamiento del compresor desarrollando un nuevo sistema de control cumpliendo de manera satisfactoria los requerimientos establecidos en la entidad en cuestión.

La indagación en sistemas de control en el uso de aire comprimido es de suma importancia para la investigación por todas las implicaciones que tiene dentro de la misma, este da como aporte a la investigación aquellos aspectos a tener en cuenta a la hora de realizar un sistema de control enfocado al aire comprimido colocando en funcionamiento un equipo que se encontraba inoperativo.

## **2.2. Bases teóricas.**

### **2.2.1. Respirador artificial.**

Un ventilador mecánico o respirador es una máquina, de accionamiento eléctrico controlado mediante microprocesador electromagnético o neumático, que suplente la ventilación pulmonar espontánea por una ventilación mecánica en personas con una insuficiencia respiratoria, ya sea aguda o crónica, el gas de respiración normalmente suele estar enriquecido con oxígeno o con algún medicamento que requiera el paciente el cual pueda ser aplicado mediante vía respiratoria. Los ventiladores se utilizan principalmente con pacientes enfermos en unidades de cuidados intensivos hospitalarias, aunque también pueden ser portátiles ambulancias y urgencias y domésticos para su uso en domicilios. Los dispositivos anestésicos son también ventiladores especializados.

Los ventiladores pueden ser invasivos y no invasivos. Los ventiladores no invasivos se aplican a pacientes con problemas respiratorios menos graves y bastan unas mascarillas ajustadas a la boca y nariz para facilitar la respiración. Sin embargo, los ventiladores invasivos para los casos más graves necesitan intubación a través de la tráquea. La intubación impide que los enfermos puedan hablar lo que dificulta su comunicación (MedLinePlus, 2021).

### **2.2.2. Composición y funcionamiento básico.**

En su forma más simple, un ventilador moderno de presión positiva consta de los siguientes elementos que deben ser monitoreados regularmente:

- Turbina o depósito de compresión.
- Fuente de aire y oxígeno.
- Conjunto de válvulas y tubos.
- Equipo o circuito de conexión al paciente, desechable o reutilizable.

El depósito de aire es comprimido neumáticamente varias veces por minuto para proporcionar al paciente aire circundante o, en la mayoría de los casos, una mezcla de aire y oxígeno. Si se usa una turbina, la misma impulsa aire a través del ventilador, que tiene una válvula de flujo que ajusta la presión según parámetros específicos del paciente. Al liberar el exceso de presión, el paciente exhala pasivamente debido a la elasticidad de los pulmones, y el aire exhalado sale generalmente por una válvula que permite su paso en una sola dirección. El contenido de oxígeno del gas inspirado se puede ajustar desde un 21 % (aire ordinario) a un 100 % (oxígeno puro). Las características de presión y flujo se pueden ajustar de forma mecánica o electrónica.

### **2.2.3. Ventilación mecánica.**

Es una estrategia terapéutica que consiste en asistir mecánicamente la ventilación pulmonar espontánea cuando ésta es inexistente o ineficaz para la vida. Para llevar a cabo la ventilación mecánica se puede recurrir a un ventilador mecánico (o respirador artificial) o a una persona bombeando el aire manualmente mediante la compresión de una bolsa o fuelle de aire. En la ventilación espontánea, durante la inspiración, un individuo genera presiones intratorácicas negativas al aumentar el volumen torácico gracias a la musculatura respiratoria (principalmente el diafragma). La presión en el interior del tórax se hace menor que la atmosférica, generando así un gradiente de presiones que provoca la entrada de aire a los pulmones para equilibrar esa diferencia. La espiración (salida de aire) normalmente es un proceso pasivo (Soto, 2016)

### **2.2.4. Tipos de ventilación mecánica.**

Podemos realizar varias clasificaciones de los diferentes tipos de ventilación mecánica que hay:

Según el tipo de fuerza realizada por el ventilador podemos dividir los tipos de ventilación en ventilación de presión negativa y ventilación de presión positiva. Según el grado de invasividad en ventilación invasiva y ventilación no invasiva. Según el esfuerzo que realice el paciente.

#### **2.2.4.1. Ventilación mecánica parcial.**

Está indicada en pacientes que conservan el estímulo respiratorio y al menos parte de la función muscular respiratoria, pero sin embargo tienen una capacidad vital baja, presentan agotamiento general, signos faciales de cianosis o dificultad para descansar o mantener el sueño. Su objetivo es reducir el trabajo respiratorio del paciente, y además puede ayudar a evitar el colapso de ciertas partes de las vías aéreas; en casos que requieren hospitalización prolongada puede además disminuir la necesidad de sedación y evitar la atrofia de los músculos respiratorios.

#### **2.2.4.2. Ventilación mecánica artificial o total.**

El ventilador lleva a cabo todo el trabajo inspiratorio. Está indicada tanto para pacientes con una disfunción importante de los músculos respiratorios, como para aquellos que carezcan de estímulo respiratorio o necesiten mantenerse en condiciones de sedación que inhiban dicho estímulo, teniendo también en cuenta a aquellos que tengan problemas pulmonares graves y no sean capaces de realizar una correcta ventilación autónoma. En estos casos es imprescindible la sedación del paciente para evitar las interacciones más que probables y perjudiciales entre posibles estímulos respiratorios y el ventilador (Soto, 2016).

### **2.2.4.3. Ventilación de presión positiva.**

Se desarrolló en el ámbito militar durante la Segunda Guerra Mundial, debido a la necesidad de algún sistema que permitiera dar oxígeno a los pilotos a grandes alturas. El sistema de ventilación de presión positiva se basa en la presurización de un volumen de aire hasta presiones superiores a la atmosférica, esto hace que el aire entre hacia los pulmones, donde la presión es menor. La espiración es un proceso totalmente pasivo, que se da gracias a la elasticidad pulmonar. El aire se puede hacer llegar a los pulmones de diversas maneras. Podemos distinguir entre:

Ventilación invasiva, en la se introduce un tubo en la tráquea del paciente (tubo endotraqueal) que se sella mediante un balón inflado con aire (neumotaponamiento). El tubo se puede introducir a través de la boca (intubación orotraqueal), a través de la nariz (nasotraqueal) o mediante una traqueotomía.

Ventilación no invasiva, en la que se emplean mascarillas externas para insuflar el aire. Los ventiladores mecánicos son máquinas que toman aire y oxígeno de fuentes presurizadas y los acondicionan, regulan la presión y el volumen del aire insuflado; y miden la presión y el volumen del aire exhalado en espiración.

### **2.2.5. Ciclo ventilatorio.**

#### **2.2.5.1. Insuflación.**

Fase inicial o activa, el ventilador mecánico genera una presión sobre el volumen de gas y lo moviliza esto genera una presión alveolar hasta que se iguala con la existente en la entrada de la vía aérea, desaparece la gradiente y finaliza la entrada de aire. Las fuerzas que se oponen en este proceso son la resistencia y la distensibilidad

#### **2.2.5.2. Meseta.**

El gas en el pulmón es mantenido artificialmente al cerrar la válvula espiratoria por lo cual no hay trabajo activo del ventilador mecánico y la distensión pulmonar se mantiene estática lo que provoca una mejor distribución de la ventilación.

#### **2.2.5.3. Deflación.**

Este es un fenómeno pasivo, el gas es expulsado del pulmón por la acción de las propiedades de retracción elástica del pulmón insuflado que tiende a regresar a su estado de reposo (Silva, 2018).

### **2.2.6. Inicio de la fase inspiratoria: disparo por tiempo/presión/flujo.**

La fase inspiratoria se puede configurar para que comience a intervalos regulares bloqueando una frecuencia respiratoria constante (por ejemplo, activación por tiempo) o hacer que el ventilador detecte el esfuerzo inspiratorio original del paciente (con un sensor de presión o flujo en el circuito) y programe el inicio de la fase inspiratoria según el esfuerzo del paciente. Los ventiladores de la UCI modernos se pueden configurar para que se disparen en función de los umbrales de flujo (de 1 a 4 l/min) o presión (de -1 a -5 cm H<sub>2</sub>O) para iniciar las respiraciones.

### **2.2.7. Inicio de la fase espiratoria: ciclo de tiempo/volumen/flujo/presión.**

El inicio de la fase espiratoria puede estar determinado por diferentes variables: tiempo, volumen, flujo y presión. La duración de la fase inspiratoria se puede programar y la espiración comienza inmediatamente después de que se completa el tiempo de inspiración esto se llama “ciclado de tiempo”. En el control de volumen, la inspiración se detiene después de que se haya administrado el volumen inspiratorio objetivo; esto se llama “ciclado de volumen”.

Por último, la inspiración se puede convertir en exhalación cuando se alcanza un umbral de presión. Por ejemplo, si un paciente tose y se vuelve asincrónico con el ventilador, la presión de las vías respiratorias aumenta drásticamente. Esto puede ser peligroso para el paciente ya que la ventilación no es efectiva cuando el paciente está “luchando contra la ventilación.” En este estado, el ventilador cambia la inspiración a la fase de exhalación y, por lo general, al mismo tiempo activa la alarma de alta presión. Esto se llama “ciclado de presión”.

Además, al considerar un “ciclo” de una sola respiración, es importante tener en cuenta la relación entre el tiempo que se pasa inhalando (inspiración) y exhalando (espiratoria), ya que se requiere más tiempo para exhalar por completo y evitar la sobre inflación (es decir, el apilamiento de la respiración). La duración de la fase inspiratoria se puede ajustar alterando la relación de inspiración a espiración (I/E) en el ventilador cuando se utiliza una frecuencia respiratoria específica (rpm).

### **2.2.8. Componentes primarios.**

#### **2.2.8.1. Modos de ventilación.**

Relación entre los diversos tipos de respiración y las variables que constituyen la fase inspiratoria de cada respiración (sensibilidad, límite y ciclo). Dependiendo de la carga de trabajo entre el ventilador y el paciente hay cuatro tipos de ventilación: mandatoria, asistida, soporte y espontánea.

### **2.2.8.2. Frecuencia respiratoria.**

Es la cantidad de respiraciones por minuto o, más formalmente, la cantidad de movimientos indicativos de inspiración y espiración por unidad de tiempo. En la práctica, la frecuencia respiratoria se determina, contando la cantidad de veces que el cofre sube o baja por minuto. El objetivo de medir la frecuencia respiratoria es determinar si las respiraciones son normales, anormalmente rápidas (taquipnea), anormalmente lentas (bradipnea) o inexistentes (apnea).

### **2.2.8.3. Tasa de flujo.**

Volumen de gas que el ventilador es capaz de aportar al paciente en la unidad de tiempo, este parámetro es asimilable a la velocidad del gas y, por consiguiente, la entrega de un determinado volumen está en función directa del tiempo inspiratorio. Se considera suficiente un flujo de 40 l/min en pacientes sin patología pulmonar previa, siendo necesario incrementarlo en los pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), la cual es una enfermedad progresiva, lo que significa que empeora a medida que pasa el tiempo. En la EPOC, ingresa y egresa menos aire por las vías aéreas, lo que dificulta la respiración por lo que necesitan un flujo inspiratorio alto (70 l/min) porque tienen la resistencia inspiratoria aumentada

### **2.2.8.4 FiO<sub>2</sub>.**

La fracción inspirada de oxígeno (FiO<sub>2</sub>) es la fracción de oxígeno en el volumen que se mide. A los pacientes que experimentan dificultad para respirar se les suministra aire enriquecido con oxígeno, lo que significa un FiO<sub>2</sub> superior al atmosférico el cual incluye un 21 % de oxígeno, lo que equivale a FiO<sub>2</sub> de 0,21. El aire enriquecido con oxígeno contiene una FiO<sub>2</sub> superior a esta cifra, hasta 1,00. Esto significa 100 % de oxígeno. Esta se mantiene por debajo de 0,5 incluso con ventilación mecánica, para evitar la toxicidad del oxígeno. En medicina, la FiO<sub>2</sub> representa el porcentaje de concentración de oxígeno en el intercambio de gases en los alvéolos.

### **2.2.8.5. PEEP.**

Presión positiva al final de la espiración. Se utiliza para reclutar o abrir alveolos que de otra manera permanecerían cerrados, para aumentar la presión media en las vías aéreas y con ello mejorar la oxigenación. Su efecto más beneficioso es el aumento de presión parcial de O<sub>2</sub> en sangre arterial en pacientes con daño pulmonar agudo e hipoxemia grave, además, disminuye el trabajo inspiratorio. Como efectos perjudiciales hay que destacar la disminución del índice cardíaco (por menor retorno venoso al lado derecho del corazón) y el riesgo de provocar un barotrauma.

### **2.2.9. Especificaciones claves de ventilación.**

- Frecuencia Respiratoria (RR) (respiraciones por minuto): entre 6 – 40.
- Volumen corriente (TV) (volumen de aire empujado hacia el pulmón): entre 200 y 800 ml según el peso del paciente.
- Relación I/E (relación tiempo inspiratorio/espíraorio): recomendado para comenzar alrededor de 1:2; mejor si es ajustable entre un rango de 1:1 – 1:4
- Control asistido se basa en una sensibilidad de activación: cuando un paciente intenta inspirar, puede causar una caída del orden de 2 a 7 cm H<sub>2</sub>O, con respecto a la presión PEEP (no necesariamente igual a la presión atmosférica).
- La presión de las vías respiratorias debe ser monitoreada continuamente. La presión máxima debe limitarse a 40 cm H<sub>2</sub>O en cualquier momento
- La presión de meseta debe limitarse a un máximo de 30 cm H<sub>2</sub>O.
- Se requiere una PEEP de 5 a 15 cm H<sub>2</sub>O, muchos pacientes necesitan 10–15 cmH<sub>2</sub>O.

### **2.2.10. Bolsa Ambu original.**

Hace más de 65 años, la bolsa Ambu fue inventada por el Dr. Holger Hesse, fundador de Ambu junto con el anesestesiólogo Dr. Henning Rubén. El producto se desarrolló en Dinamarca en un momento en que el país estaba devastado por la epidemia de polio y los hospitales dependían de estudiantes de medicina, voluntarios y familiares para ventilar manualmente a los pacientes enfermos las 24 horas del día.

Los ventiladores manuales necesitaban una fuente de oxígeno. Una huelga de camioneros obstaculizó el suministro de oxígeno a los hospitales daneses y los hospitales necesitaron una forma de ventilar a los pacientes sin oxígeno. Esto condujo al nacimiento de la bolsa Ambu. La bolsa Ambu revolucionó la reanimación manual. Hasta el día de hoy, la bolsa Ambu sigue marcando la diferencia y salvando millones de vidas en todo el mundo (Ambu, 2017).

La Bolsa-Mascarilla, conocida habitualmente por su nombre comercial Ambu, es un dispositivo manual que consta de una mascarilla y una bolsa para ser utilizado por personal entrenado. El principio de funcionamiento es sencillo. Mientras el reanimador aplica con su mano presión a la bolsa, el aire fluye a través de una válvula unidireccional hacia la mascarilla, y por lo tanto, hacia el paciente. Cuando se libera la presión, la bolsa vuelve a inflarse de forma automática, entrando el aire por otro orificio desde el reservorio (Martínez, 2019).

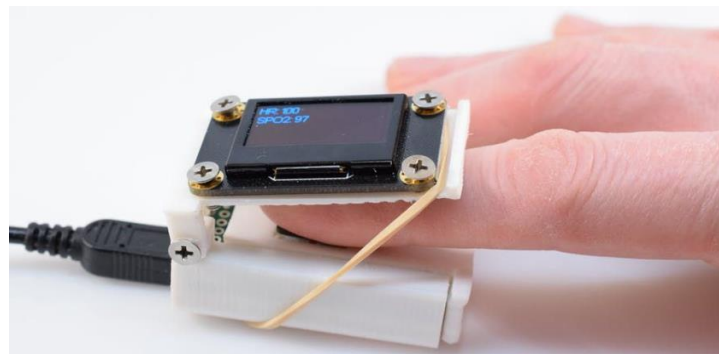
### 2.2.11. Oxímetro.

Un oxímetro de pulso o pulsioxímetro es un dispositivo que sirve para medir la saturación de oxígeno en la sangre. El oxímetro mide el porcentaje de hemoglobina arterial en la oxihemoglobina y se considera que un paciente no tiene problemas pulmonares cuando esta concentración está entre el 95% y el 99%. Es habitual que el mismo aparato también incluya la opción de pulso cardiaco, indicando toda la información en una pequeña pantalla. Aunque su nomenclatura puede tener algunas variaciones, estos son los datos que mide un oxímetro:

- %SpO<sub>2</sub>: se refiere al porcentaje de saturación de oxígeno en sangre.
- PR Bpm: muestra la frecuencia cardiaca, es decir, las pulsaciones por minuto.

El modo de uso de los oxímetros es poniéndolo como una pinza de tal manera que quede adaptado a la morfología de nuestro dedo. Es importante que se adapte bien para que pueda funcionar y emitir datos fiables (ABC, 2021).

La manera en la que los oxímetros funcionan es que se emiten diferentes longitudes de onda de luz que pasan a través del dedo. Lo que actúa sobre esa luz es la hemoglobina, una molécula de la sangre encargada de transportar el oxígeno, absorbiendo diferentes cantidades de luz dependiendo del nivel de oxígeno que transporte. Este proceso, contado de forma sencilla, es el que acaba con un valor numérico mostrado en la pantalla y que indica el nivel de saturación de oxígeno en sangre, **ver figura 2**.



**Figura 2.** Proyecto código abierto de un oxímetro.

**Fuente:** Having11 (2020)

### 2.2.12. Válvula neumática.

En neumática, la válvula es el elemento de mando que determina las características del circuito, debiendo poseer cualidades decisivas para actuar sobre los elementos o parámetros que intervienen en el proceso operativo del circuito neumático para la automatización industrial. Las

válvulas neumáticas son los dispositivos que dirigen y regulan aire comprimido; gobiernan la salida y entrada, el cierre o habilitación, la dirección, la presión y el caudal de aire comprimido (Micro Automatización, 2019) Para seleccionar una válvula neumática hay que considerar los siguientes aspectos:

#### **2.2.12.1. Número de vías.**

Las vías en una válvula indica la cantidad de bocas conectivas para la función distribuidora, se pueden tener de 2, 3, 4 o más vías, no existe un número inferior a dos. Por estas bocas es por las cuales el aire es distribuido a través del sistema, entrando o saliendo dependiendo del uso que se le esté dando en ese instante, estos orificios se encuentran abiertos o cerrados dependiendo de la posición actual de la válvula.

#### **2.2.12.2. Posiciones.**

El número de posiciones es el número de maniobras distintas que puede realizar una válvula, estas posiciones están representadas en los esquemas neumáticos o hidráulicos por cuadrados que en su interior indica las uniones que realizan internamente la válvula con las diferentes vías y la dirección de circulación del líquido o aire, o en el caso de una línea que sale de una vía y no tiene unión con otra vía sería en el caso de estar bloqueada esa vía en esa posición.

#### **2.2.12.3. Caudal.**

Se calcula a partir del flujo. Es el volumen de fluido que pasa por determinado elemento en la unidad de tiempo. Es la constante de proporcionalidad que se determina experimentalmente para distintas aperturas y para cada tipo de válvula y tamaño, el caudal varía con la apertura de la válvula. Cuando la válvula está abierta al 100%, el coeficiente es el mayor que puede tener esa válvula en particular y depende del tipo de la válvula, el tamaño y otras características.

#### **2.2.12.4. Sistema de accionamiento.**

Una característica importante de toda válvula es su clase de accionamiento o mando, debido a que, de acuerdo con ello, dentro de la cadena de mando de un equipo neumático, se la empleará como elemento emisor de señal, órgano de control o de regulación. Este se puede descomponer en cuatro tipos. El accionamiento manual, el cual se realiza generalmente mediante un pulsador, palanca o pedal. Accionamiento mecánico el cual se realiza neumáticamente por el pulsador, rodillo, muelle o enclavamiento mecánico. Accionamiento neumático el cual se realiza neumáticamente por presión, por depresión, por presión diferencial, por accionamiento a baja

presión o por servopilotaje y el accionamiento eléctrico el cual se realiza mediante un electroimán o relé.

### **2.2.13. Microcontrolador.**

Un microcontrolador es un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria. Está compuesto de varios bloques funcionales que cumplen una tarea específica. Un microcontrolador incluye en su interior las tres principales unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida. Los microcontroladores están diseñados para reducir el costo económico y el consumo de energía de un sistema en particular. Por eso el tamaño de la unidad central de procesamiento, la cantidad de memoria y los periféricos incluidos dependerán de la aplicación

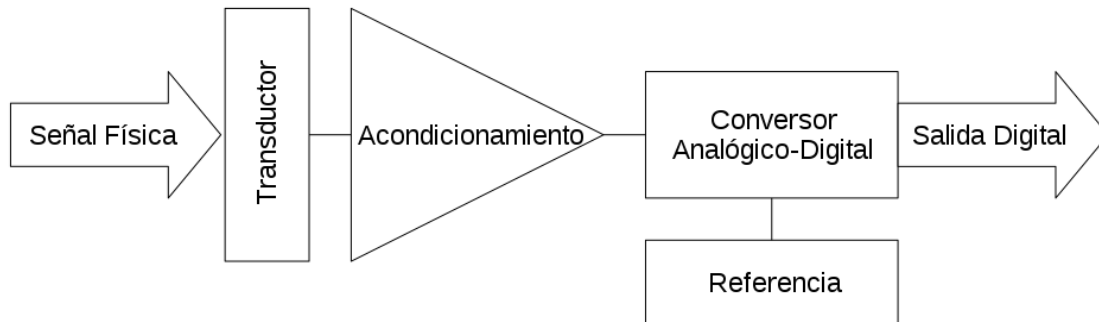
Los microcontroladores están siendo empleados en multitud de sistemas presentes en la vida diaria de las personas, como pueden ser juguetes, horno microondas, frigoríficos, televisores, ordenadores, impresoras, módems, el sistema de arranque de un coche, etc. Y otras aplicaciones con tan cotidianas como instrumentación electrónica, control de sistemas en una nave espacial, etc. Para la selección del mismo involucra que tener en mente el uso que se le dará. Pensar en la cantidad de memoria que necesita, los puertos de entrada y salida, los protocolos de comunicación, el consumo eléctrico, el lenguaje del que se hará uso, el tiempo para la realización del proyecto, el costo de inversión, entre otros factores importantes para mantener la calidad de un proyecto.

### **2.2.14. Sensor.**

Un sensor es un dispositivo que detecta el cambio en el entorno y responde a alguna salida en el otro sistema. Un sensor convierte un fenómeno físico en un voltaje analógico medible (o, a veces, una señal digital) convertido en una pantalla legible para humanos o transmitida para lectura o procesamiento adicional, es decir, es un dispositivo que mide una magnitud física y la transforma en una señal, una magnitud como por ejemplo la temperatura, longitud, fuerza o naturalmente presión. En la mayoría de los casos también puede ser óptica. La cuestión clave para todos los ventiladores es la medición precisa de la tasa de flujo de gas de respiración y el volumen del mismo que fluye dentro y fuera del paciente. Estas mediciones con la mayor sensibilidad y precisión posible permiten la ventilación orientada. Por ejemplo, el monitoreo de la presión, el flujo de masa y el flujo de volumen a lo largo del tiempo permiten observar cambios en la condición del paciente, como la mejora en su condición verificando así sus capacidades pulmonares.

### 2.2.15. Adquisición de datos.

La adquisición de datos o adquisición de señales consiste en la toma de muestras del mundo real (sistema analógico) para generar datos que puedan ser manipulados por un ordenador u otros dispositivos electrónicos (sistema digital). Consiste en tomar un conjunto de señales físicas, convertirlas en tensiones eléctricas y digitalizarlas de manera que puedan ser procesadas por una computadora o un controlador de automatización programable (CAP). Se requiere una etapa de acondicionamiento, que adecua la señal a niveles compatibles con el elemento que hace la transformación a señal digital. El elemento que hace dicha transformación es el módulo de digitalización o tarjeta de adquisición de datos. A veces el sistema de adquisición es parte de un sistema de control, y por tanto la información recibida se procesa para obtener una serie de señales de control, **ver figura 3.**



**Figura 3.** Diagrama que describe los pasos seguidos en un proceso de adquisición de datos.

**Fuente:** Alejandrcf (2016).

## 2.3. Bases legales.

### 2.3.1. ISO 13485 Sistemas de Gestión de la Calidad de Equipos Médicos – La norma ISO 13485 de Equipos Médicos.

Es un sistema de gestión de la calidad (SGC) reconocido internacionalmente para fabricantes de equipos médicos y servicios relacionados. La norma ISO 13485 es referente mundial de buenas prácticas en sistemas de gestión de la calidad de equipos médicos.

El principal objetivo de la norma es establecer un conjunto de requisitos regulatorios armonizados para los sistemas de gestión de la calidad dentro del sector de los productos sanitarios. Se basa en la norma ISO 9001, especialmente en los requisitos de satisfacción del cliente y de mejora continua, pero con modificaciones para hacerlos más apropiados respecto al objetivo regulatorio.

La salud es un derecho social fundamental, obligación del Estado, que lo garantizará como parte del derecho a la vida. El Estado promoverá y desarrollará políticas orientadas a elevar la calidad de vida, el bienestar colectivo y el acceso a los servicios. Todas las personas tienen derecho a la protección de la salud, así como el deber de participar activamente en su promoción y defensa, y el de cumplir con las medidas sanitarias y de saneamiento que establezca la ley, de conformidad con los tratados y convenios internacionales suscritos y ratificados por la República.

### **2.3.2. CAPÍTULO IV: De la Contraloría Sanitaria – Artículo 33.**

La Contraloría Sanitaria será responsabilidad del Ministerio de la Salud. El ejercicio de esta competencia podrá ser delegado por el ministro sólo a los efectos de la fiscalización y supervisión del servicio. La Contraloría Sanitaria garantizará: Los requisitos para el consumo y uso humano de los medicamentos, psicotrópicos, cosméticos y productos naturales, de los plaguicidas y pesticidas, de los alimentos y de cualesquiera otros bienes de uso y producto de consumo humano, de origen animal o vegetal. El registro de los profesionales y técnicos en ciencias de la salud. Las condiciones para el funcionamiento de los materiales, equipos, edificaciones, establecimientos e industrias relacionadas con la salud. La calidad de los servicios de atención médica y de saneamiento ambiental. El Control sanitario de las viviendas en lo referente a su construcción, reparación, remodelación y uso. Cualquiera otra función que el Ministerio de la Salud lo determine mediante resoluciones. En uso de la atribución que le confiere el ordinal 10 de artículo 190 de la Constitución, en Consejo de ministros.

### **2.3.3. REFORMA PARCIAL DEL REGLAMENTO DE LAS CONDICIONES DE HIGIENE Y SEGURIDAD EN EL TRABAJO: De las Máquinas Equipos y Herramientas. CAPITULO I: De las Máquinas y Equipos. Artículo 149.**

Ninguna persona podrá suprimir los resguardos ni los dispositivos de seguridad que protejan una máquina o parte de la misma que ocasione riesgo excepto cuando la máquina esté parada. Cuando sea necesario quitar un resguardo para reparar, ajustar o arreglar una máquina, antes de ponerla en funcionamiento, el mismo deberá ser colocado en su puesto.

Las siguientes son unas de las principales normas que poseen relación con los equipos y procedimientos con sistemas para pruebas de esfuerzo (**IEC, 2014**):

- IEC60601-1- 1 (1988-1912): Equipos Médicos Eléctrico, parte I requisitos generales para la seguridad.

- IEC60601-1- 1 am1 (1995- 2011): Equipos Eléctrico 1995, parte I requisitos generales para la seguridad, sección I estándar colateral: Requisito de seguridad para sistema Electro médico. Enmienda I.
- IEC60601-1 am2 (1995-2003): Equipos Eléctrico 1995, parte I requisitos generales para la seguridad. Enmienda II.
- IEC60601-1- 2 (2001- 2009): Equipos Eléctrico 2001, parte I requisitos generales para la seguridad, sección II norma colateral: Requisitos y Pruebas Compatibilidad Electromagnética.
- IEC60601-2- 51 (2003): Equipos Electro médico 2003, requisitos particulares para la seguridad, incluyendo la actuación esencial, de la grabación y el análisis de equipos electromecánicos.

#### **2.4. Definición de términos básicos.**

##### **Psicotrópicas.**

Medicamento u otras sustancias que afectan el funcionamiento del encéfalo y provocan cambios en el estado de ánimo, la percepción, los pensamientos, los sentimientos o el comportamiento.

##### **Barotrauma.**

El barotrauma pulmonar es la presencia de aire alveolar adicional en lugares donde no está presente en circunstancias normales. El exceso de aire alveolar podría provocar complicaciones

##### **Servopilotaje.**

Es cuando la válvula aprovecha el aire de alimentación para reducir el esfuerzo de accionamiento de la válvula. Con ello podemos utilizar pequeñas bobinas para mover grandes correderas de válvulas.

##### **Bronquitis.**

La bronquitis aguda es muy frecuente y, a menudo, se produce a partir de un resfrío u otra infección respiratoria. La bronquitis crónica, enfermedad más grave, es una irritación o inflamación continua del revestimiento de los bronquios, en general, por fumar.

##### **Alveolos.**

Bolsas diminutas llenas de aire en los extremos de los bronquiolos (ramas pequeñas de los tubos de aire dentro de los pulmones). En ellos se produce el intercambio de oxígeno y dióxido

de carbono entre el pulmón y la sangre durante la respiración, es decir, la inspiración y la espiración de aire.

### **Orotraqueal.**

La intubación oro-traqueal proporciona una relativa protección frente a la aspiración pulmonar, mantiene un conducto de baja resistencia adecuado para el intercambio gaseoso respiratorio y sirve para acoplar los pulmones a los dispositivos de asistencia respiratoria y de terapias de aerosoles.

### **Neumonía.**

Infección que inflama los sacos de aire de uno o ambos pulmones, los que pueden llenarse de fluido. Los síntomas incluyen tos con flema o pus, fiebre, escalofríos y dificultad para respirar.

## CAPÍTULO III

### MARCO METODOLÓGICO

#### **3.1. Tipo de la investigación.**

Inicialmente se busca recolectar y analizar la mayor cantidad de datos posibles con respecto al principio de funcionamiento del respirador artificial, tiempos de oxigenación y causas de fallas del sistema respiratorio humano, es importante destacar que esta investigación requiere la manipulación de variables con el objetivo de controlar el proceso de manera eficaz, evitando cualquier posible inconveniente. Las investigaciones que se encuentran dirigidas a encontrar soluciones a problemas prácticos o necesidades sentidas por una institución u organización de orden social, educativo, económico, cultural u otra, a través de la elaboración de un plan, estrategia, programa, diseño o tecnología producto original o adaptado por el investigador por lo que se dice que es una investigación proyectista.

Luego, como se ha explicado anteriormente, esta investigación tiene como propósito culminar el respirador artificial llamado “Proyecto Aura”, el cual está inactivo e incompleto, se pretende poner en funcionamiento dicho proyecto y además elevar la eficiencia del mismo mediante un sistema automatizado y con programación en dispositivos programables, posterior a esto se evaluará todos los datos obtenidos de las pruebas del equipo verificando su correcto funcionamiento. Con todo lo expuesto anteriormente, se concluye que el tipo de investigación es un proyecto tipo especial. En tal sentido, la UPEL (2002) los define como “trabajos que llevan a creaciones tangibles, susceptibles de ser utilizadas como soluciones a problemas demostrados o que responden a necesidades e interés de tipo cultural”.

#### **3.2. Diseño de la investigación.**

De acuerdo con Hernández y Col. (2006) proponen “Se refiere a los pasos, etapas y estrategias que se aplican para el logro de los objetivos planteados, este consiste en el planteamiento de una serie de actividades sucesivas, organizadas, adaptadas a los particulares de cada móvil de investigación, para indicar los pasos o pruebas a efectuar, así como las técnicas para recolectar y analizar datos.” (p.158).

Teniendo en cuenta esto, en esta investigación se realiza el diagnóstico y estudio de las variables propias del sistema, de manera tal que se analiza el proceso de entrega de oxígeno al

paciente, en otras palabras, mantener la respiración de la persona en los casos que ella no pueda por sí sola, esta investigación es de diseño experimental debido a que es necesario la manipulación de las variables bajo ciertas condiciones. Se busca poner en funcionamiento el respirador artificial de la manera más eficiente posible, ya que un mal uso o funcionamiento del mismo podría traer consigo consecuencias como lo son, demasiada presión de aire o un volumen demasiado alto, pudiendo producirse una sobrecarga pulmonar y causar una lesión.

Esto se abordará mediante una investigación documental según lo planteado por Arias (2006, p. 33) especifica que “Este es un proceso basado en la búsqueda, recuperación, análisis, crítica e interpretación de datos secundarios, es decir, los objetivos y registrados por otros investigadores en fuentes documentales: impresoras, audiovisuales o electrónicas. Como en toda investigación, el propósito de este diseño es el aporte de nuevos conocimientos.” Recolectando y analizando información escrita de libros, revistas, diapositivas, citas electrónicas entre otros sobre la virtualización y/o servidores con el propósito de establecer u obtener nuevos conocimientos sobre el estado actual del mismo en los entornos productivos permitiendo avanzar en el proyecto de investigación.

También se puede considerar una investigación de campo ya que se realiza un análisis sistemático de los problemas en la realidad todo esto con el propósito de describirlos, interpretarlos, entender su naturaleza y factores constituyentes, explicar sus causas y efectos, o predecir su ocurrencia , también como lo indica Arias (2006) una investigación de campo “consiste en la recolección de datos directamente de los sujetos investigados, o de la realidad donde ocurren los hechos (datos primarios), sin manipular o controlar variable alguna” (p.31). Siendo de tipo cualitativo ya que se obtienen datos provenientes de observaciones directas sobre el sistema, además de recibir información de entrevistas y observaciones.

### **3.3. Nivel de la investigación.**

De acuerdo con, Valderrama (2017) expresa “Según su naturaleza o profundidad, el nivel de una investigación se refiere al grado de conocimiento que posee el investigador en relación con el problema, hecho o fenómeno a estudiar. De igual modo cada nivel de investigación emplea estrategias adecuadas para llevar a cabo el desarrollo de la investigación” (p. 42)

Tomando en cuenta los objetivos del proyecto, se lleva a cabo inicialmente el diagnóstico del estado del prototipo donado a la Universidad José Antonio Páez a la escuela de electrónica específicamente al laboratorio de automatización por parte de la empresa “Tecnoconciencia”. Una

vez realizado el diagnóstico del prototipo se pudo observar que existe un rango de mejora en la eficiencia de este ya que cuenta con determinados aspectos que se deben mejorar para su futura automatización, por consiguiente, se determinó la condición actual del estado del prototipo y además, las variables del proceso a controlar para su automatización.

Luego de haber realizado el diagnóstico del prototipo e identificar las variables del proceso con las cuales se podrá controlar el sistema de manera automatizada, variables como la frecuencia de accionamiento, rango de edad, presión, y pulsos por minuto. Se puede afirmar que se trata de una investigación de nivel descriptivo.

### **3.4. Población y muestra.**

De acuerdo con Arias (2012), la población “Es un conjunto finito o infinito de elementos con características comunes para los cuales serán extensivas las conclusiones de la investigación. Esta queda delimitada por el problema y por los objetivos del estudio”. (p. 81). En ese sentido, en el sector industrial y tecnológico los recursos más utilizados son los sistemas de control, toda producción de ingeniería requiere de estos procesos para lograr objetivos determinados, estos están basados en la gestión o regulación de otro sistema tomando en cuenta sus variables para que este cumpla con su función.

Todo sistema de control de procesos está formado por un conjunto de dispositivos de diversa índole dependiendo de lo que se requiera y el sistema del que se trate, estos pueden ser de tipo electrónico, neumático, hidráulico, mecánico, entre otros. El tipo o tipos de dispositivos a utilizar dependerán de lo que se quiera lograr con el sistema principal.

En el caso de esta investigación es necesario hacer uso de tanto dispositivos neumáticos como dispositivos electrónicos para lograr alcanzar los objetivos planteados anteriormente, esto con lenguaje de programación para dispositivos programables haciendo uso de los mismos, así como también el uso de equipos neumáticos para el accionamiento de los elementos del sistema.

También destaca Arias (2012) que “La muestra es un subconjunto representativo y finito que se extrae de la población accesible”. (p. 83) de acuerdo con lo anteriormente planteado la muestra serán todos aquellos sistemas de control que estén basados en el manejo de las variables de un respirador artificial para su funcionamiento.

### **3.5. Técnicas e instrumentos de recolección de datos.**

Según Hurtado (2008) dice que “Las técnicas de recolección de datos comprenden procedimientos y actividades que le permiten al investigador obtener la información necesaria para

dar respuesta a su pregunta de investigación. Se pueden mencionar como técnicas de recolección de la información: la observación, la encuesta, la entrevista, la revisión documental, las sesiones de profundidad.” (p.145)

En base a todo lo anterior y sobre el “Proyecto Aura” del respirador artificial se evaluó la mejor opción para la recolección de datos los cuales podrían ayudar a la culminación del proyecto, coincidiendo en que, realizando un breve análisis, es la de la aplicación de una entrevista estructurada que, según Hurtado (2008) refleja que “La técnica de entrevista es la información que se recoge solicitándola a otra persona. El investigador no puede tener la experiencia directa del evento; es otro quien la tiene, la información se obtiene dialogando.” (p.154) abordando así de mejor manera la información respecto a la problemática que se presenta. Por consiguiente, se pretende entrevistar a la empresa “Tecnociencia” para poder obtener información acerca de los requerimientos funcionales del sistema y demás información importante para realizar dicho proyecto.

### **3.5.1 Técnicas de recolección de datos.**

#### **3.5.1.1 Observación directa.**

Mediante la observación directa se realizará la recolección de datos tomándolos directamente del prototipo, es imprescindible realizar dicha observación para poder diagnosticar tanto el estado del respirador artificial, así como también identificar las variables del proceso. Mas allá de esto también se realiza una observación directa en todo el desarrollo del proyecto.

#### **3.5.1.2. Revisión documental.**

La presente técnica se refiere a la revisión de documentos que sirven de base en la investigación, por medio de la misma se estudia toda la documentación recopilada sobre el área de estudio ya sean, libros, revistas, páginas web, formatos, entre otros que permitieron suministrar información de interés que contribuyó a la realización de dicho proyecto.

#### **3.5.1.3. Entrevista.**

Inicialmente esta técnica consiste en ejecutar una serie de preguntas ya predeterminadas entre el “entrevistador” y el “entrevistado” esto se hace con la finalidad de obtener la mayor información posible sobre el tema a tratar en esta investigación, esta entrevista le es realizada al personal experto de la empresa “Tecnociencia”, así mismo para comprender la finalidad del “Proyecto Aura” del respirador artificial, como lo indica Arias, F. (2012) define la entrevista como “una técnica basada en el dialogo o conversación cara a cara, entre el entrevistador y el entrevistado

acerca de un tema previamente determinado, de tal manera que el entrevistador pueda obtener la información requerida” (p.73).

### **3.5.2. Instrumentos de recolección de datos.**

En el apartado de los instrumentos Arias, F. (2012), lo define como: “Un instrumento de recolección de datos es cualquier recurso, dispositivo o formato (en papel o digital), que se utiliza para obtener, registrar o almacenar información.” (pág. 68) Por ende se puede ver que los mismos constituyen aportes del marco teórico, al poseer los datos que corresponden a los indicadores, variables y conceptos utilizados, en la presente investigación se aplicaron los siguientes instrumentos de recolección de datos.

#### **3.5.2.1. Entrevista estructurada.**

Para el presente trabajo de grado se empleará la entrevista estructurada con la finalidad de profundizar sobre la situación del prototipo “Proyecto Aura” del respirador artificial, dicha entrevista será empleada como define Arias, F. (2012) “Se realiza a partir de una guía prediseñada que contiene las preguntas que serán formuladas al entrevistado” (p.73). Por consiguiente, se procederá a redactar una serie de preguntas referentes al tema en cuestión, seguidamente se les será suministrada la serie de preguntas al personal experto de la empresa “Tecnoconciencia” para dar respuesta a las interrogantes y de esta manera poder proseguir de mejor manera con la investigación, ya comprendiendo en su totalidad la finalidad de dicho prototipo o proyecto. Ver apéndice A.

#### **3.5.2.2. Ficha técnica.**

Se hará uso de la ficha técnica como instrumento de la técnica de la observación directa, dicho instrumento se emplea para conocer y documentar los elementos observados, así como también registrar de manera ordenada y cronológica la información recolectada.

#### **3.5.2.3. Instrumento de registro.**

Es aquel el cual permite al autor contar con un soporte guardado de información de importancia, esto con la finalidad de que en un determinado momento en el que se necesite la información se pueda acceder a ella, para esto se cuenta con una computadora y sus unidades de almacenaje, así como también un simulador para el diagrama electrónico del sistema de control, a su vez se posee el libro de anotaciones, el cual dota al autor de la oportunidad de anotar todos los acontecimientos y datos observados. Así mismo cabe mencionar el teléfono móvil el cual permite grabar la entrevista estructurada a fin de poseer registro de la información en su totalidad

#### **3.5.2.4. Registro fotográfico.**

Como lo afirma Fontauberta (1997) Como instrumento de recolección de datos se utilizará la fotografía, la cual puede ser considerada un documento que demuestra lo que en ella está contenido, es un fragmento verídico de la realidad ocurrida en un tiempo pasado. El fin de la fotografía es recordar el objeto capturado, respaldando así la precaria memoria.

#### **3.6. Validación del instrumento.**

La validez y confiabilidad reflejan la manera en que el instrumento se ajusta a las necesidades de la investigación, como indica Hurtado (2012), “La validez hace referencia a la capacidad de un instrumento para cuantificar de forma significativa y adecuada el rasgo para cuya medición ha sido diseñado. Es decir, que mida la característica (o evento) para el cual fue diseñado y no otra similar.” En ese sentido la validez del instrumento se enfoca en dar confiabilidad a las preguntas de la entrevista que se va a desarrollar en la presente investigación. Ver apéndice B.

#### **3.7. Técnicas de análisis de resultados.**

Según lo indica Hurtado (2010), “son las técnicas de análisis que se ocupan de relacionar, interpretar y buscar significado a la información expresada en códigos verbales e icónicos” (p.181), por lo tanto se expresan las mismas como aquellas técnicas que se les aplicarán a los resultados obtenidos de la investigación, dada la investigación presente los resultados se organizarán de manera sintetizada y tabulada para luego proceder y presentar los mismo en tablas, cuadros y gráficos.

#### **3.8. Fases metodológicas.**

##### **Fase I “Diagnóstico del estado del prototipo del que se dispone.”**

Primeramente, se observará y analizará el prototipo para diagnosticar el estado físico del mismo para así conocer todos aquellos defectos que presenta, todo esto para proceder con la corrección de estos. Se realizarán pruebas con aire comprimido para verificar el estado de la cámara hermética y de la bolsa Ambu, así como también el de la válvula neumática instalada, ya que debido a la inactividad del prototipo existe la posibilidad de presentar fugas de aire ya que los sellos para hermetizar la cámara pueden encontrarse en mal estado.

##### **Fase II “Determinación de los requerimientos funcionales del sistema.”**

Posteriormente después haber diagnosticado, analizado y solucionado todos aquellos problemas que presenta el prototipo se procede a determinar los requerimientos que este necesita para funcionar apropiadamente, esto realizando distintas pruebas al mismo, pruebas como el

suministro de aire comprimido a la cámara y la medición de la presión necesaria para que la bolsa Ambu se contraiga, así como también el accionar de la válvula para comprobar su funcionamiento y lo que se requiere para que el sistema funcione.

### **Fase III “Identificación de las variables del proceso que se va a manejar.”**

Así mismo, luego de determinar los requerimientos necesarios se procederá a identificar todas aquellas variables que se necesitan medir en el sistema para que este pueda llevarse a cabo, conociendo ya el funcionamiento base y lo que se desea realizar con el dispositivo se podrán conocer las variables que se necesitan para que funcione de manera automatizada tomando datos tanto del sistema como tal como del paciente en cuestión.

### **Fase IV “Selección del accionamiento necesario para la automatización del prototipo mediante el control del aire comprimido.”**

Luego se procederá a la selección del dispositivo de accionamiento que estará inmerso en el sistema de control siendo él el elemento final de control, este se seleccionará de manera tal que pueda funcionar en conjunto con el dispositivo programable para que mediante este y algún elemento auxiliar pueda ser accionado con ayuda del análisis de los datos por parte del dispositivo programable de tal manera que la automatización del prototipo se realice de manera correcta.

### **Fase V “Programación del dispositivo de control que permitirá el bombeo de aire comprimido para el accionamiento del prototipo de respirador artificial.”**

Cabe destacar que el dispositivo de control debe ser programado, este mediante el uso de lenguajes de programación aplicados de manera tal que los datos de entrada como la edad, la oxigenación en sangre y el peso el dispositivo sean utilizados dentro del sistema de control, el dispositivo procesará esta información y realizará los cálculos necesarios para que se envíe la señal al elemento final de control colocando así en funcionamiento el respirador artificial.

### **Fase VI “Evaluación el funcionamiento del equipo en función de que este cumpla con los parámetros necesarios donde con respecto a la edad y oxigenación en sangre variará automáticamente la frecuencia del accionamiento.”**

Luego de haber realizado todo lo anterior se procederá a evaluar el correcto funcionamiento del equipo, que cumpla con los requerimientos en materia de automatización introduciendo distintas variables para observar la variabilidad del dispositivo, además de evaluar que cumpla con los requerimientos médicos planteados en el mismo trabajo, verificando así que el dispositivo funcione de manera correcta, automatizada y segura.

### 3.9. Cuadro de Operacionalización de Variables.

**Cuadro 2.** Operacionalización de variables.

<b>OBJETIVO ESPECÍFICO 1</b>	<b>VARIABLE</b>	<b>DIMENSIÓN</b>	<b>INDICADORES</b>	<b>ÍTEMS</b>	<b>FUENTE DE INFORMACIÓN</b>
Diagnosticar el estado del prototipo del que se dispone.	Estudio de procesos	Estudio del prototipo	Estado del prototipo	1-7	Técnica: Entrevista
			Requerimiento funcional	9	
		Manejo del prototipo	Variables operativas	2	
			Evaluación del funcionamiento del prototipo	3-8	
	Automatización de tareas	Manejo de instrumentos	Pruebas al prototipo	4	
			Programación de dispositivos	5-6	

**Fuente:** Ferreras y García (2022)

### **3.10. Confiabilidad de la investigación.**

El presente trabajo de grado, resulta ser una investigación confiable dado que se toma en cuenta toda la información recolectada de fuentes confiables además de la observación y asesoramiento pertinente de los tutores académicos y metodológicos siendo estos de la Universidad José Antonio Páez que acompañaron al proyecto en todo su progreso, realizando una inspección continua del mismo en todo lo referente al proceso tanto de redacción como de investigación además de contar con el apoyo de docentes, directores y coordinadores dando su aporte para la realización de este proyecto de investigación.

Además, es importante destacar la participación de la empresa “Tecnociencia” que muestra total colaboración en la realización y culminación de este proyecto de investigación aportando toda la información necesaria acerca del “Proyecto Aura” mediante la entrevista estructurada realizando una serie de preguntas para recolectar información útil para la realización del mismo siendo que ellos son los que proporcionaron el dispositivo a la universidad. Finalmente se pueden destacar a los propios autores del proyecto quienes pusieron todo de sí para la búsqueda de información en fuentes confiables y precisas, así como también la documentación y aplicación del ámbito técnico dentro del proyecto.

## CAPÍTULO IV

### RESULTADOS

#### 4.1 Fase I: Diagnóstico del estado del prototipo del que se dispone.

Se observó y analizó el estado físico y funcional del prototipo mediante pruebas con aire comprimido, para identificar y detectar fallas en el mismo tanto internas como externas, teniendo en cuenta lo indicado por el entrevistado en la pregunta 1 “Explique la condición en la que se encuentra el Proyecto Aura” en donde indicó que, “El estado de prototipo de ventilación mecánica asistida no cuenta con aprobación de certificación médica ni electromecánica funcional para pruebas no invasivas.”

##### 4.1.1. Fugas en la cámara del prototipo.

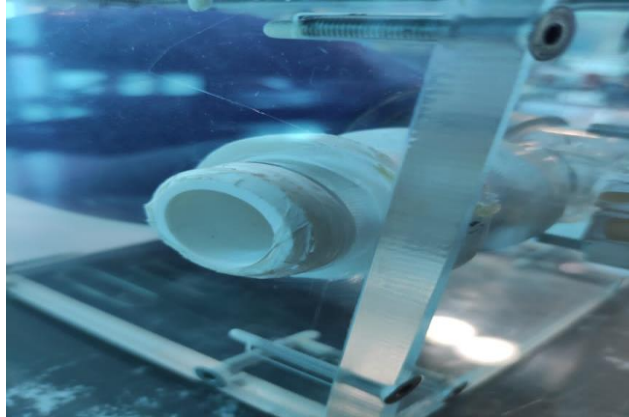
Luego de llevar a cabo una prueba de compresión del Ambu dentro de la cámara hermética mediante aire comprimido, en donde a esta se le suministró aire a una presión de cuatro bares con ayuda de un compresor para comprobar aquellas posibles fugas que la cámara pudiese presentar. Una vez realizadas las pruebas pertinentes se concluyó que la misma presenta fugas en las conexiones respectivas al puerto de salida de la mascarilla del propio Ambu, la cual se encuentra en la lámina de acrílico frontal donde cuenta con cuatro perforaciones que sujetan dos piezas independientes de acrílico recubiertas por teflón que a su vez la sujetan, en donde la unión entre ellas y la lámina de acrílico presenta fugas, ver **figura 4**.



**Figura 4.** Puerto de salida de la mascarilla del Ambu.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Por otra parte, en el puerto de exhalación de aire del Ambu, en donde se encuentra colocada una pieza impresa en 3D se observó que la boquilla de la misma no coincide a la perfección con el orificio encontrado actualmente en la lámina lateral, razón por la cual, esta también presenta fugas de aire, **ver figura 5.**



**Figura 5.** Puerto de exhalación del Ambu.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

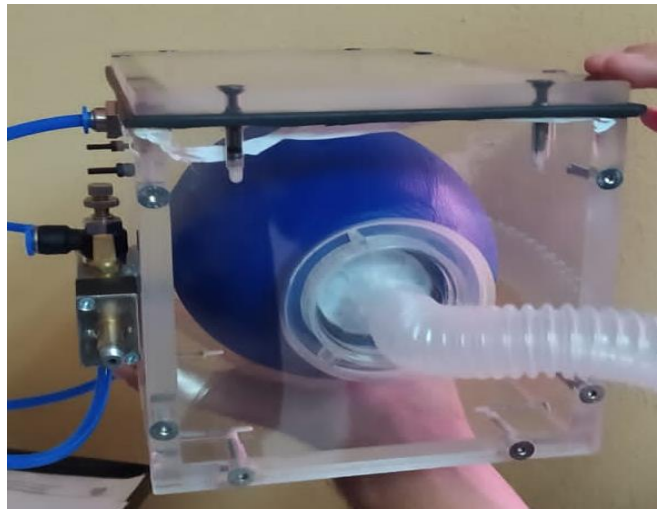
Además de ello, debido a que la cámara hermética está construida en su mayoría por material acrílico, compuesta por laminas independientes en todas las caras de la cámara, donde estas no cuentan con una unión eficiente ni con algún material sellador, por ende, presentan fugas en dichas uniones. Por otra parte, la cámara hermética cuenta únicamente con una sola empaadura de goma, **ver figura 6**, en la parte superior que se encuentra en mal estado por lo que no cumple su función, el Ambu en su caso logra contraerse cumpliendo con el funcionamiento que debe poseer aún con las fugas presentes en la cámara, ya que dentro de ella se genera una diferencia de presión suficiente como para contraerlo, así mismo al ser retirado el suministro de aire este vuelve a su posición inicial, sin embargo, se deben corregir todos estos inconvenientes para evitar así un mal funcionamiento del prototipo a mediano y largo plazo, además de así reducir el uso de presiones elevadas para su funcionamiento, ya que al momento de corregir estos inconvenientes existirá una mayor hermeticidad y una menor o casi nula fuga de aire.



**Figura 6.** Vista lateral del prototipo.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Por otro lado, se debe hacer mención a la parte trasera donde se encuentra conectado el reservorio del Ambu, en donde también posee su orificio correspondiente el cual durante las pruebas respectivas no presentó fugas de aire, **ver figura 7.**



**Figura 7.** Vista trasera del prototipo.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

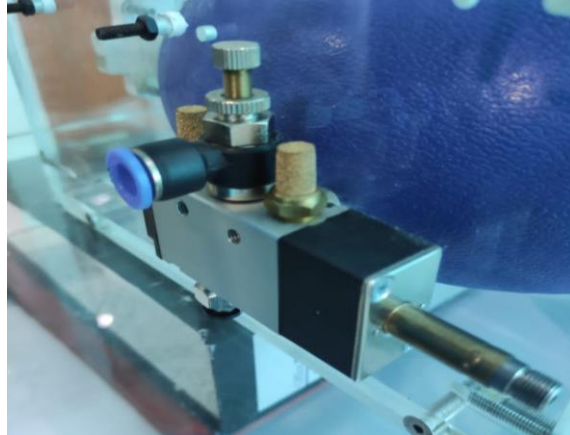
#### 4.1.2. Válvula actual inoperativa.

Para poder hacer las pruebas de diagnóstico no se empleó la válvula con la que cuenta actualmente el prototipo, esto debido a que la misma se encuentra incompleta, por tanto, no está en funcionamiento, a causa de que no cuenta con el elemento con el que es accionada, en este caso de manera eléctrica mediante una bobina. La válvula colocada se trata de una 5/2, **ver figura 8**, es decir, es una válvula que cuenta con cinco vías por las que puede circular el aire y dos posiciones alternando sus entradas y las salidas. Al momento de introducir aire a la cámara se utiliza la vía (P) como entrada la cual posee un racor con regulador de caudal y la vía (A) como salida, en esa posición está conectada una manguera de poliuretano de 6mm dónde su otro extremo va hacia el interior de la cámara hermética. Al momento de hacer la despresurización, la válvula cambiaría de posición y el aire se expulsaría por las vías (A) y (R) haciendo uso de la vía (A) como entrada y la vía (R) como salida. Mencionado esto, se puede evidenciar que las vías (B) y (S) no se utilizan en ningún momento, además, de que en la etapa de expulsión del aire la entrada uno tiene como salida la vía (B) provocando que el aire a presión sea expulsado hacia la atmosfera provocando perdidas innecesarias, **ver figura 9**.



**Figura 8.** Diagrama válvula 5/2.

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 9.** Válvula instalada en el prototipo.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

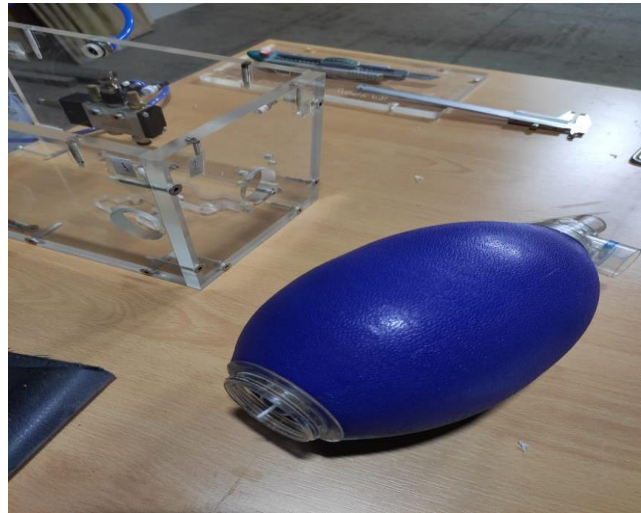
#### **4.1.3. Resucitador manual en mal estado.**

El siguiente punto trata del Ambu en sí mismo, **ver figura 10**, respecto a esto se procedió a desarmar la cámara hermética para evaluar las partes internas y poder verificar el estado del Ambu, **ver figura 11**, así como también las uniones de las láminas inferiores y laterales de la cámara, seguidamente se encontró con que el resucitador manual instalado se encontraba en mal estado ya que contaba con partes internas fuera de su respectivo lugar, esto porque haciendo una breve manipulación del mismo se pudo observar el mal funcionamiento de este, de modo que no puede realizar su función de manera correcta. Se observó que el aire es expulsado tanto por el puerto de exhalación como por la boquilla de salida del paciente que va dirigida hacia la mascarilla, lo cual no es su correcto funcionamiento ya que el Ambu posee una válvula unidireccional encargada únicamente de expulsar el aire por la boquilla de salida.



**Figura 10.** Vista general del prototipo.

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 11.** Prototipo desarmado.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

De igual manera, se aplicó el instrumento de recolección de datos, que en esta investigación se trató de una entrevista estructurada dirigida a las personas quienes están relacionadas con el proyecto, en donde las instrucciones para su realización como su guía de preguntas se puede visualizar en el **apéndice A** y **apéndice B**, en el caso actual la entrevista estuvo dirigida al co - CEO de la empresa Tecnoconciencia, encargada en su momento de la gestión del mismo, en donde se obtuvo la siguiente información para la pregunta 2 “¿Cuáles consideraría usted que deberían ser

las variables del sistema de control?” de la cual el entrevistado indicó “Frecuencia de accionamiento por minuto, litros a dosificar por minuto según criterio médico, por lo general asociado a características físicas del paciente como sexo, edad, peso. Tiempo y velocidad de compresión y descompresión.” De este modo, se consideraron por tanto elementos como la frecuencia de accionamiento por minuto, litros a dosificar según criterio médico, así como también el tiempo y velocidad de compresión y descompresión, los cuales están asociados al paciente. Del mismo modo se tomarán datos del sistema para poder cumplir con lo requerido, en materia de necesidades respiratorias.

Así mismo, en la pregunta número 3 “¿Cuáles considera usted que serían los accionadores más recomendables para la automatización del prototipo?” En donde el entrevistado mencionó “Accionadores neumáticos industriales o médicos electroválvulas de 5/2 vías, 3/2 vías o similares que cumplan la función de desahogo” en donde gracias a la información suministrada por el entrevistado se concluyó que la opción más adecuada para el sistema es una válvula 3/2, dado que cumple con lo requerido por el sistema.

Por otra parte, en la pregunta número 4 “¿Cuál sería el orden lógico operativo del prototipo?” de la cual el entrevistado mencionó lo siguiente “Orden lógico directamente desde el microcontrolador apertura y clausura de válvula según los datos físicos del paciente antes mencionados.” Respecto a esto se concluye que mediante la programación del microcontrolador será realizada la apertura y clausura de la válvula encargada de introducir el aire a presión al interior de la cámara hermética, todo esto respecto a los datos introducidos al sistema.

De igual modo, en la pregunta número 5 “¿Qué parámetros médicos y técnicos esenciales debe cumplir el prototipo?” donde el entrevistado indicó: “1. Materiales de uso clínico, 2. Accionadores con la mayor cantidad de ciclos posible según fabricante, 3. Alarmas en caso de desconexión, 4. Sistema de respaldo de energía, 5. Sistema auxiliar de accionamiento mecánico en caso de falla de aire comprimido, 6. Sistema de seguridad de rápido acceso para accionamiento manual del Ambu.” En donde se consideraron los aspectos pertinentes al alcance de la investigación como son los materiales de uso clínico, accionadores con la mayor cantidad de ciclos posibles y alarmas para la seguridad tanto del paciente como del sistema, sin olvidar, aquellos que puedan ser establecidos mediante la observación directa.

Así mismo, en la pregunta número 6 “¿Cuáles serían los aspectos operativos de mayor complejidad a considerar en el funcionamiento el prototipo?” A lo que el entrevistado mencionó

“La no interrupción del funcionamiento, lograr sistemas alternos de funcionamiento que dependan unos de otros, sensores de flujo de aire de doble vía para cuantificar los litros de entrada y de salida del sistema” dada esta información se tendrá en cuenta para esta investigación, dada el alcance de la misma, se tendrán en cuenta estos aspectos a prestarles atención a la hora de la verificación de los requerimientos del sistema.

Por otra parte, en la pregunta número 7 “¿Qué pruebas considera pertinente realizar para comprobar el estado del prototipo?” el entrevistado menciona, “Verificación de fugas de aire y hermetismo del sistema, cuantificación de litros de entrada y salida. Verificación de sistemas de seguridad.” Con respecto a esto se considerarán los siguientes aspectos a la hora de ser realizadas las pruebas del prototipo, aspectos como las verificaciones de la hermeticidad de la cámara asegurando que la misma no presente fugas afectando negativamente al sistema, además de esto, se considerarán sistemas de seguridad asegurando que ante un error o alarma el sistema pueda autoprotgerse, asegurando la integridad del mismo como del paciente.

De la misma manera, en la pregunta número 8 “De no ser viable el accionamiento referido, ¿Pudiese considerarse otro tipo de accionador?” Donde el entrevistado propuso, “Accionamiento mecánico del Ambu mediante mecanismo de levas” el cual no será tomado en cuenta debido a que está fuera del alcance de esta investigación además de significar el cambio total de todo lo realizado hasta ahora.

Y, por último, en la pregunta 9 “¿Cuáles serían los principales aspectos operativos a considerar para su automatización?” El entrevistado indica, “Todas las anteriores por tratarse de un equipo médico.”, esto debido a que al tratarse de un equipo médico el mismo debe poseer estándares y verificaciones rigurosas para su aplicabilidad en la vida real, además de todo aquello que conlleva llevar a cabo el proyecto en materia de recursos y tiempo.

## **4.2 Fase II: Determinación de los requerimientos funcionales del sistema.**

Los requerimientos funcionales de un sistema son declaraciones que describen las funciones o acciones específicas que debe realizar el sistema para satisfacer las necesidades del usuario o cumplir con los objetivos del proyecto. Dada la información suministrada por el entrevistado se tomaron en cuenta los siguientes elementos.

### **4.2.1. Materiales de uso clínico.**

Al tratarse de un equipo de uso médico los materiales a utilizar deben ser lo más higiénicos e inocuos para el ser humano, esto dado a la manipulación que puede requerir el prototipo, además,

al tratarse de un equipo que será utilizado como ayuda al sistema respiratorio del paciente, siendo este de suma importancia ya que es la principal fuente de energía para el cuerpo humano, por lo que se concluye que todos los materiales a utilizar para corregir las fallas diagnosticadas en la fase I correspondiente al diagnóstico del prototipo son especialmente de uso clínico.

#### **4.2.2. Accionador con la mayor cantidad de ciclos posibles.**

Hablando acerca del accionador a utilizar este debe poseer la mayor cantidad de ciclos de trabajo de manera que la vida útil del equipo sea lo más prolongada posible a través del tiempo, esto para asegurar el correcto funcionamiento del prototipo y evitando así la posibilidad de que exista una variación negativa en la funcionalidad del mismo, tomando en cuenta las especificaciones de cada fabricante a la hora de la selección de los distintos tipos de accionadores.

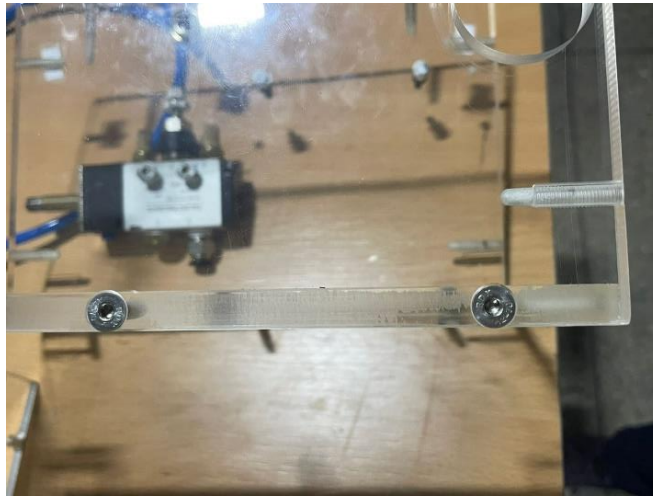
#### **4.2.3. Alarmas en el sistema.**

Por otra parte, se pueden tener en cuenta indicativos de seguridad en el sistema, toda alarma es importante para que el mismo pueda realizar su correcto funcionamiento, informando al operario en situaciones donde exista alguna situación de riesgo, además, siendo esta de forma lumínica o sonora para que el misma pueda actuar de manera rápida y eficaz restableciendo el correcto funcionamiento del sistema lo antes posible. Dado que mediante la observación directa y las pruebas realizadas se comprobó que el sistema se basa en la utilización de aire comprimido para su funcionamiento, por tanto, se deberán tener en cuenta alarmas destinadas al control y verificación de la presión introducida a la cámara para la validación de que la misma no sobrepase ciertos límites, causando daños tanto al paciente como a las partes internas involucradas en el funcionamiento.

#### **4.2.4. Hermeticidad de la cámara.**

Por otra parte, los requerimientos que se pudieron evidenciar luego de haber hecho las pruebas de diagnóstico y una detenida observación del prototipo son las evidentes fugas que presenta la cámara en las uniones de las paredes de acrílico, así como también en los orificios necesarios para la colocación del propio Ambu descritos en el diagnóstico, por tanto, velar por la hermeticidad de la cámara para lograr una correcta condición de aislamiento dentro de la misma es sumamente importante y es un requerimiento fundamental, ya que esto hace posible que ocurra el proceso físico que permite que con ayuda del aire comprimido dentro de la cámara el Ambu se contraiga logrando así que este pueda cumplir con su propósito de suplir de aire a su salida.

Para garantizar la hermeticidad de la cámara se procedió a desarmar y verificar sus posibles soluciones, primeramente, encontrando que dónde se realizaron los cortes de las láminas de acrílico se posee una superficie áspera, que al momento de unir las láminas entre si dejan consigo micro fisuras por donde se filtra el aire, **ver figura 12.**



**Figura 12.** Vista de las uniones entre las láminas de acrílico.

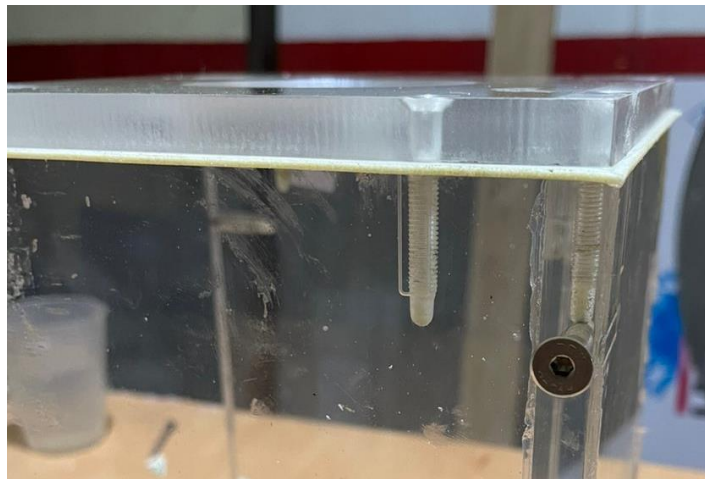
**Fuente:** Farreras y García (2023).

Para ello, se procedió a pulir dicha superficie logrando así que la misma sea más prolija para que exista la menor separación posible. Para asegurar un sello entre todas las uniones de las láminas de acrílico, primeramente se decidió por utilizar cinta doble cara 3M, la cual se descartó por razones estéticas y sobre todo funcionales, ya que al ser colocada en las uniones se generaba un espacio entre las láminas, es decir, una distancia extra que podría generar problemas al momento de ensamblar de nuevo el prototipo, ya que esto provocaría que los tornillos que unen cada una de las láminas no encajaran en sus orificios correspondientes, **ver figura 13 y figura 14.**



**Figura 13.** Cinta doble cara 3M colocada en la lámina trasera.

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 14.** Vista lateral de la cinta doble cara 3M colocada.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Del mismo modo, se evaluó la posibilidad de aplicar cloruro de metilo, un disolvente y pegamento muy utilizado en trabajos que involucren el uso de acrílico, sin embargo, al realizar una investigación sobre el mismo este resultó ser toxico para el ser humano, por tanto, se evaluaron opciones lo menos nocivas posibles ya que se trata de un equipo médico, por esta razón, el prototipo al momento de ser ensamblado nuevamente, se optó por aplicar silicona en las uniones de las láminas en conjunto con la sujeción proporcionada por los tonillos, esta al solidificarse libera en forma de gas ácido acético, el cual es el mismo liberado por el vinagre comestible, este es nocivo para la salud en altas concentraciones, sin embargo, al momento de

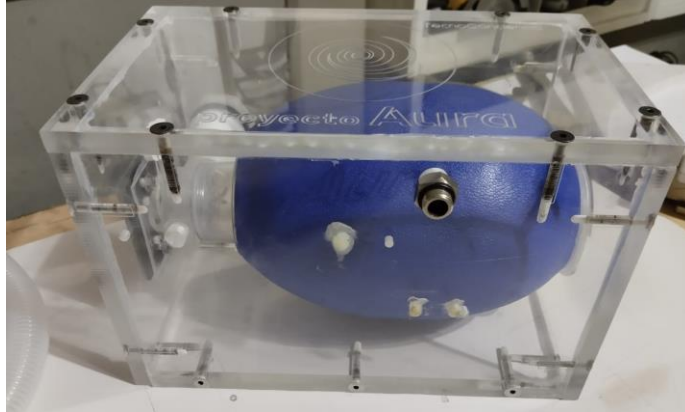
solidificarse, la misma deja de liberar este gas; por tanto, dejando de ser nociva y permitiendo su uso, que, al ser un producto menos intrusivo, permite una mayor flexibilidad al momento de ser aplicado. Ya colocada la silicona en las uniones de las láminas de acrílico, **ver figura 15**, se puede observar que la misma genera una capa entre las láminas lo suficientemente delgada como para no afectar la separación entre ellas, como sí lo hizo la cinta y no siendo tan nociva como el cloruro de metilo, además, permitiendo rellenar todas aquellas micro fisuras que se encuentren en todas las uniones.



**Figura 15.** Silicona aplicada en las uniones de las láminas de acrílico.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

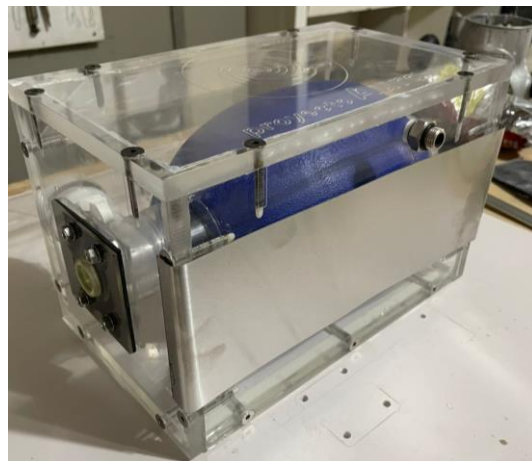
Del mismo modo, la cámara hermética, en la lámina lateral donde estaba colocada la válvula inoperativa **figura 9**, tanto para la sujeción de la misma como para un posible soporte presentaba cuatro orificios los cuales no fueron utilizados, por tanto, fueron sellados en este caso con epoxi, el cual, al igual que el silicón al momento de ser aplicado emana gases, sin embargo, al endurecerse este se vuelve inocuo y muy resistente, sellando de manera efectiva estos orificios ver **figura 16**.



**Figura 16.** Vista de la lámina lateral con los orificios sellados.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Así mismo, para mantener la parte estética en el prototipo, se le fue colocada una lámina de acero inoxidable ver **figura 17**.



**Figura 17.** Vista lamina lateral sellada, con placa de a acero inoxidable.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

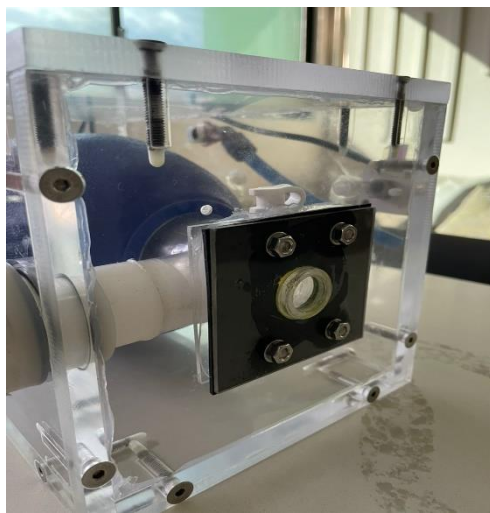
También, se debe hacer mención a aquellos orificios que presentaba la cámara, empezando por la boquilla de salida de la mascarilla, la cual, como se describió con anterioridad está sujeta por dos piezas de acrílico recubiertas en teflón y las mismas presentan una unión ineficiente, ver **figura 18**.



**Figura 18.** Lámina frontal desarmada.

**Fuente:** Farreras y García (2023)

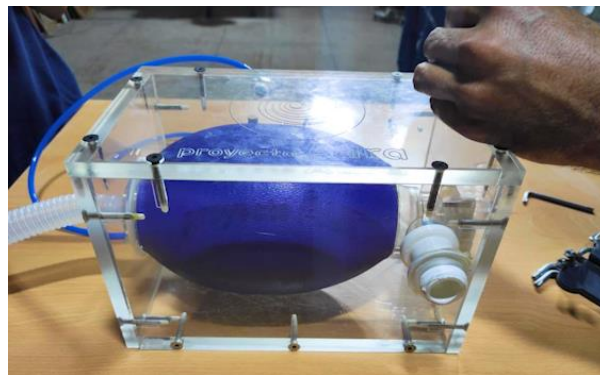
Para dar solución a esto, se procedió a construir dos piezas a medida hechas de acrílico con un grosor de 2mm para intervenir lo menos posible al Ambu, estas están colocadas tanto en la parte interna como en la parte externa de la lámina frontal, de modo que exista el menor riesgo de fuga posible, estas están unidas a la misma por un papel de sello recortado a medida y un poco del silicón utilizado en las uniones de las láminas para aquella superficie que no haga contacto, de manera que toda la superficie de las piezas desempeñen una buena hermeticidad, además, estarán sujetas por cuatro tornillos de acero inoxidable aprovechando los orificios ya realizados, logrando así que estén correctamente acopladas y que no presenten filtraciones de aire, **ver figura 19.**



**Figura 19.** Pieza hecha a medida colocada en lamina frontal.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Seguidamente, con respecto a la boquilla de exhalación del Ambu, al comprobar que la pieza instalada no poseía una correcta unión, es decir, no estaba acoplada de manera precisa con la lámina de acrílico lateral correspondiente, y que, además, está fabricada de un material no confiable y de poca eficiencia, **ver figura 20**, por consiguiente; Se decidió fabricar una pieza completamente nueva en politetrafluoroetileno, mejor conocido como PTFE o teflón, siendo este un material inocuo para el ser humano y muy resistente, esta fue fabricada con las medidas de la pieza anterior, contando además con una rosca en la parte externa en la cual fue colocada una tuerca en conjunto con un aro de goma que al momento de ser enroscada ejerce presión en la cara externa de la lámina en conjunto con un borde interior el cual también posee, de igual forma, otro aro de goma, **ver figura 21**. Por tanto, la cara interna como externa de la lámina lateral en la que se encuentra el puerto de exhalación del Ambu posee hermeticidad gracias a esto. **ver figura 22**.



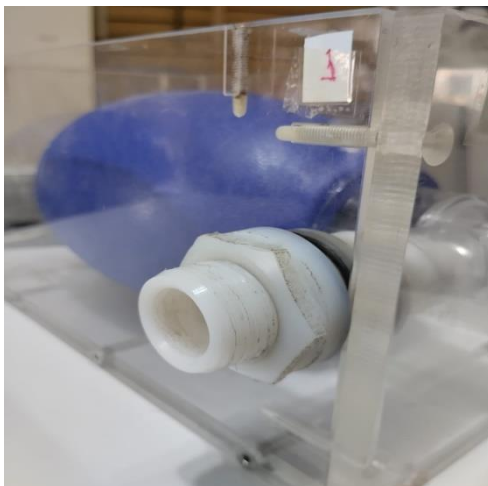
**Figura 20.** Vista lateral del prototipo. Puerto de exhalación.

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 21.** Pieza fabricada. O-rings en ambas partes.

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 22.** Pieza nueva colocada generando hermeticidad.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Por otra parte, aunque la parte trasera del Ambu no generaba filtraciones de aire, sin embargo, al momento de realizar las pruebas con aire comprimido el mismo se movía de su posición, por tanto, de igual forma se decidió agregar en el borde del mismo sellante de silicona, esto debido a que al momento de realizar las pruebas preliminares se observó que se movía de su posición, provocando así que existiera un espacio por el cual podría filtrarse el aire, se hizo uso del mismo que fue colocado para sellar las uniones de las láminas de acrílico, asegurando así que no se presente algún tipo de fuga con el transcurrir del tiempo.

#### **4.3 Fase III: Identificación de las variables del proceso que se va a manejar**

Debido a que se trata de un equipo el cual requiere constante monitoreo de las variables que otorga el paciente, el propio sistema debe tomar en cuenta las mismas para poder realizar los cálculos necesarios para suplir al paciente de sus requerimientos respiratorios específicos, es por ello que se deben identificar correctamente aquellos parámetros y variables esenciales para que esto suceda.

##### **4.3.1. Variables del paciente.**

La altura del paciente es un parámetro de suma importancia a tener en cuenta, el mismo es utilizado para el cálculo del peso ideal, siendo este necesario para la obtención del volumen corriente estándar según las normativas médicas, este se refiere al aire inspirado/espirdo con cada respiración, variando en casos de tratarse de un paciente masculino o femenino, el cual a su vez es un dato que se va a introducir en el sistema, **ver anexo A**, Se puede evidenciar que con respecto a una determinada altura existe un determinado volumen, siendo este multiplicando 6 u 8 ml por

cada kg de peso ideal, siendo estos un rango general. Debido a que es de particular importancia en la ventilación mecánica se decidió hacer uso de este dato para su implementación en el sistema de control.

Por otro lado, la edad también es un valor a tener en cuenta, con este se puede realizar una validación hasta cierto rango de edad dado que existen distintos tipos de Ambu, siendo el utilizado por el prototipo de tamaño adulto, por tanto, se tendrá en cuenta esto luego de introducir los datos para verificar y asegurar que se cumpla con el rango descrito.

Por otra parte, la frecuencia respiratoria también se debe tener en cuenta, debido a que de esto depende con qué frecuencia ocurre el ciclo respiratorio y con qué frecuencia se le estará suministrando el volumen de aire requerido al paciente, por consiguiente, este parámetro de frecuencia o rango de frecuencia, **ver tabla 1**.

**Tabla 1.** Rango de frecuencia de respiraciones por minuto respecto a la edad.

Edad	Respiraciones por minuto
Desde el nacimiento hasta un año	30–60
De 1 a 3 años	24–40
De 3 a 6 años	22–34
De 6 a 12 años	18–30
De 12 a 18 años	12–16
Más de 18 años	12–20

**Fuente:** MedicalNewsToday (2022)

Por otra parte, al ser un rango bastante amplio, se determinará específicamente el valor de frecuencia tomando en cuenta las pulsaciones por minuto, puesto que a mayor cantidad de latidos por minuto tenga el paciente mayor cantidad de suministro de volumen requerirá, de ahí que se opere en un rango.

#### **4.3.2. Variables del sistema.**

Ya que el sistema utiliza aire comprimido, la variable indispensable a tener en cuenta es la presión, esto se debe a que el sistema hace uso de esta para comprimir el Ambu, mediante un fenómeno físico por diferencias de presiones, provocando así que el mismo expulse al aire y lo dirija hacia el paciente. Controlar que esto no ocurra de manera abrupta provocando daños al paciente, ni de manera muy tardada ya que eso no permitirá que el aire fluya por sus vías aéreas, por tanto, es muy importante mantener una presión tanto estable como en un rango seguro para el

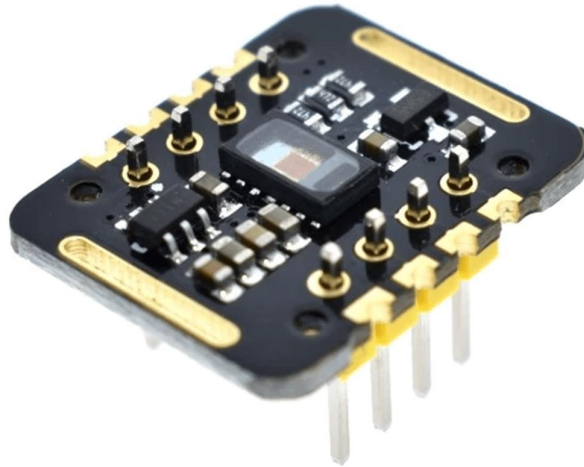
prototipo en cuestiones de integridad del mismo, como para el paciente por lo anteriormente explicado. En conclusión, se tendrá en cuenta la presión en el sistema de control.

Además de la presión de entrada a la cámara, de esta también depende la presión de salida que también es de suma importancia dado que esta no debe ser ni muy alta ni muy baja, por tanto, ambas estarán relacionada y ambas deben monitorearse para encontrar un balance, para ello de igual forma deberá ser utilizado un sensor. Esto se conoce como presión inspiratoria máxima, que es el nivel aplicado a los pulmones durante la inhalación. En ventilación mecánica el número refleja una presión positiva en cm de agua (cmH<sub>2</sub>O). La PIP nunca debe ser crónicamente superior a 40 cmH<sub>2</sub>O a menos que el paciente tenga síndrome de dificultad respiratoria aguda.

Además de esto, ya obtenida la frecuencia mediante los cálculos pertinentes gracias a la monitorización de los pulsos cardiacos del paciente, así como también el volumen corriente según la tabla vista anteriormente **ver anexo A**, con los datos introducidos al sistema, obteniendo así, el volumen por minuto que debe ser entregado al paciente, por tanto, es importante destacar que el mismo debe ser monitorearlo para verificar que se esté entregado el volumen de aire requerido a la salida del Ambu.

#### **4.4 Fase IV: Selección de los componentes para la automatización del prototipo.**

Por consiguiente, dadas las variables anteriormente descritas, para el caso de la medición de las variables del paciente, específicamente de los pulsos cardiacos, se hizo uso de un sensor encargado de medir las pulsaciones por minuto, **ver figura 23**, esto para monitorear constantemente este parámetro, con respecto a esto, se utilizó el siguiente rango de frecuencias respecto a la edad del paciente dado en la fase anterior. Este sensor es totalmente compatible con el microcontrolador a utilizar y posee las librerías necesarias para funcionar correctamente, sus características técnicas se pueden observar en el **anexo F**, este dispositivo se basa en la pulsioximetría óptica, el cual es un método no invasivo para determinar el porcentaje de saturación de oxígeno en sangre así como también las pulsaciones cardiacas por minuto, esto gracias a que incorpora leds que le permiten realizar esto, una excelente frecuencia de muestreo y también dispone de la electrónica necesaria para la amplificación y filtrado de la señal, cancelación de luz ambiental y rechazo a frecuencias de 50-60Hz (luz artificial) y compensación de temperatura.



**Figura 23.** Sensor de pulsos cardiacos y oxímetro max30102.

**Fuente:** MechatronicStore (2022).

Por otra parte, es importante mencionar que los datos referidos a la edad, altura y género serán introducidos al sistema mediante un teclado matricial, **ver figura 24**, gracias a este el operador podrá ingresar los datos del paciente de manera sencilla, rápida y clara, permitiendo al sistema tener en cuenta esto a la hora de controlar todas las variables. Este es ampliamente utilizado en proyectos de electrónica y robótica, es fácil de conseguir y fácil de implementar al sistema, la única desventaja de este es que debido a su disposición matricial pueden dar problemas al detectar la pulsación de múltiples teclas de forma simultánea.



**Figura 24.** Teclado matricial.

**Fuente:** Electronicamade (2022).

Así mismo, para mostrarle al operador toda esta información la misma será mostrada a través de una pantalla oled, específicamente la SSD1306 de 128x64 pixeles, **ver figura 25**, la cual

otorga gran flexibilidad a la hora de mostrar contenido por su excelente resolución, colores vivos y alto contraste. Esta estará encargada de mostrar tanto la información requerida como la información introducida, así como también la lectura del sensor de pulsos, además, al momento de estar introduciendo los datos, al presionar una tecla se emitirá un sonido a través de un buzzer para informar al operario que el dato fue introducido correctamente y también cada que se detecte una pulsación de corazón, **ver figura 26**.



**Figura 25.** Pantalla oled SSD1306.

**Fuente:** Unitelectronics (2022).



**Figura 26.** Buzzer o zumbador de 5V.

**Fuente:** Unitelectronics (2022).

Por otra parte, debido a que la presión es una variable a medir sumamente importante, la presión de estrada será medida y monitoreada con ayuda de un sensor industrial de presión marca Autonics modelo PSAN-1CPV-RC1/8, **ver figura 27**, el cual trabaja en un rango de presión que

va desde los 0kPa hasta los 1.000kPa, con analogía en las distintas unidades de presión existentes, el mismo cuenta con una salida analógica en voltaje la cual va desde 1VDC a 5VDC, siendo perfecto para ser utilizado con el microcontrolador, además de poseer un rápido tiempo de respuesta y ser de excelente calidad, mostrando además la presión en tiempo real en su display 7 segmentos y demás características, **ver anexo B**, por lo que se puede verificar esta sin necesidad de ser mostrada en la pantalla oled anteriormente descrita, permitiendo mostrar más información reconociendo simple vista los valores de presión suministrados a la cámara hermética siendo de gran ayuda a la hora de automatizar el proceso de compresión y descompresión.



**Figura 27.** Sensor de presión PSAN-1CPV-RC1/8.

**Fuente:** Autonics (2023).

Cabe destacar que también se debe tener en cuenta la presión de salida, para ello será utilizado igualmente un sensor de presión marca AUTONICS, específicamente el modelo PSAN-C01CPA-RC1/8 **ver figura 28**, el cual dada su ficha técnica **ver anexo C**, como se explicó anteriormente la presión de salida está dada en cmH<sub>2</sub>O y el sensor es capaz de tener amplias escalas, entre ellas milímetros de mercurio (mmHg), por tanto, la conversión de cmH<sub>2</sub>O a mmHg será necesaria, algo que el sensor puede realizar automáticamente y se verificará en las pruebas finales, de este modo se podrá comprobar de manera precisa la presión con la que es expulsado el aire del prototipo, comprobando así que la misma sea la indicada según criterio médico.



**Figura 28.** Sensor de presión PSAN-C01CPA-RC1/8

**Fuente:** Autonics (2023).

En vista de los requerimientos funcionales del sistema y las variables a controlar dentro del mismo, se debe seleccionar un accionamiento que logre cumplir con las metas y pueda satisfacer las necesidades de manera exitosa. Así mismo, se tuvo en cuenta marca, modelo, tipo de válvula, número de vías, número de posiciones, ciclos de trabajo según fabricante, tipo de material, medidas de los orificios y flujo nominal para la selección del mismo.

Es por ello que se decidió utilizar una válvula neumática 3/2, es decir, de tres vías y dos posiciones de la marca Airtac específicamente el modelo 3V310-08-NC, **ver figura 29**, este nos permite hacer uso de las vías necesarias para el proceso sin desperdiciar el aire suministrado por el compresor ya que todas las vías y posiciones son utilizadas.

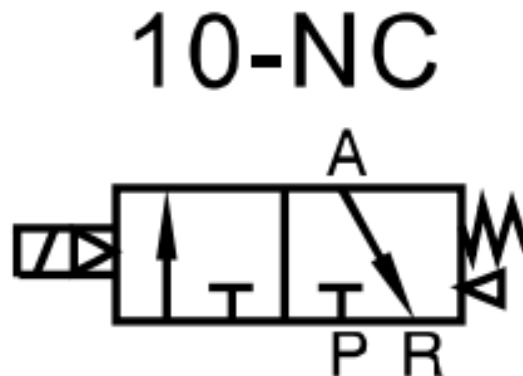


**Figura 29.** Electroválvula 3/2 3V310-08-NC.

**Fuente:** Airtac (2023).

Así mismo, como se puede ver en la **figura 30**, la entrada de dicha válvula por la que es suministrado el aire comprimido proveniente del compresor es la entrada P donde su salida en la posición inicial está cerrada, esto porque la válvula en su posición inicial es normalmente cerrada por sus sigas NC. Luego, al momento de ser accionada la bobina, la válvula cambia de posición ocasionando así que el aire circule a través de la entrada P hacia la salida A, es decir, hacia la cámara, para posteriormente al momento de ser desenergizada la bobina volver a su posición inicial conectando el orificio A con el R, ocasionando que el aire introducido a la cámara hermética sea expulsado hacia la atmosfera.

Esta fue utilizada debido a que cuenta con las entradas y salidas requeridas para el sistema, además de ser de una excelente marca, bajo costo, alta disponibilidad, gran número de ciclos de trabajo y es accionada mediante una señal de voltaje por tanto puede ser fácilmente controlable con ayuda de un relevador, además de poseer otras características, **ver anexo D**.



**Figura 30.** Diagrama electroválvula 3/2 3V310-08-NC.

**Fuente:** Airtac (2023).

Además de esto, dada la funcionabilidad que presentan este tipo de válvulas dónde la bobina al activarse permite un pequeño flujo de aire para así ayudar en el cambio de posiciones de la misma, si la presión de ese aire no es suficiente el spool no cambiará de posición, por tanto, deberán ser utilizadas dos de ellas, pero esta segunda con accionamiento neumático, para no limitar la presión de entrada a la cámara al mínimo necesario por la válvula, la misma de igual forma será una válvula 3/2 de la marca Airtac modelo 3V310-08-NC, sin embargo, esta será accionada neumáticamente **ver figura 31**, sin embargo, esta tendrá el mismo funcionamiento únicamente que con este cambio no se estará limitando la presión de entrada por la mínima necesaria por la válvula.

# 10-NC



**Figura 31.** Válvula 3/2 con accionamiento neumático.

**Fuente:** Airtac (2023).

Como se puede apreciar en la imagen y en su diagrama respectivo, la válvula es accionada eléctricamente, específicamente haciendo uso de una bobina solenoide, **ver anexo E**. La misma requiere de un voltaje de alimentación para poder realizar su función, en este caso la bobina requiere de un voltaje de 110VAC siendo este un voltaje que no puede entregar el microcontrolador, por lo tanto, se utilizará un relé o relevador de estado sólido, específicamente el modelo SR1-1225-N de la marca Autonics, **ver figura 32**, el cual puede manejar un rango de 24 a 240VAC, este posee un trigger con un nivel alto, es decir, un voltaje positivo desde 4 a 30VDC, siendo este un rango apto para su activación. Este ayudará a para poder hacer uso y controlar un voltaje mayor con un voltaje menor, permitiendo así controlar el accionamiento de la válvula haciendo uso del microcontrolador.



**Figura 32.** Relé de estado sólido SR1-1225-N.

**Fuente:** Autonics (2023).

Dada la naturaleza del sistema, que deberá manejar un cierto rango de presiones de entrada, que luego de comprobar brevemente la hermeticidad de la cámara, se observó que la misma requiere un valor pequeño de presión para lograr contraer el Ambu, por lo que se optó por utilizar un regulador de presión de precisión, específicamente el modelo GPR40010L de la marca Airtac ver **figura 33**, el mismo permitirá regular la presión de entrada a la cámara de manera precisa, en rangos de baja presión desde 0.1 a 2 bar, permitiendo así lograr un excelente control y regulación. Dado que se manejarán presiones bajas reguladas por el regulador de precisión, también se utilizará un manómetro que maneje bajas presiones, se utilizó el mismo que viene incluido con el equipo el cual posee dos escalas, una en bar (De 0 a 2) y otra en MPa (De 0 a 0.2).

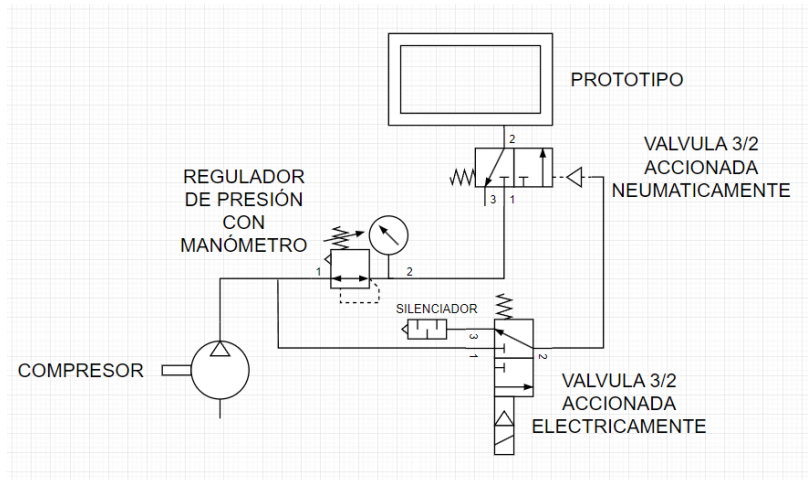


**Figura 33.** Regulador de presión de precisión GPR40010L.

**Fuente:** Airtac (2023).

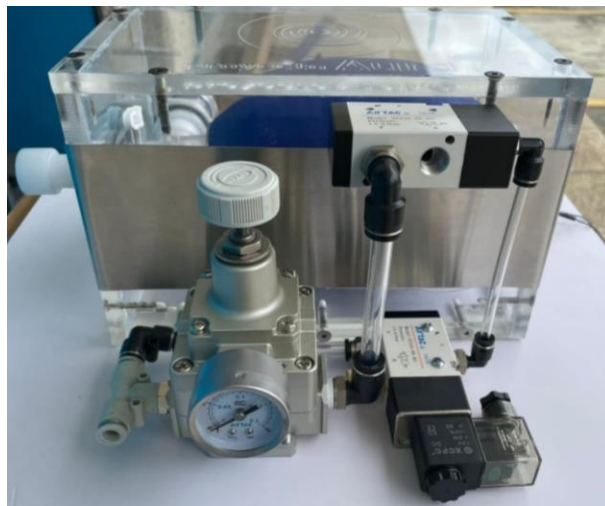
Por tanto, ya seleccionados todos los elementos neumáticos a utilizar en el sistema, además de todos aquellos conectores, silenciadores y mangueras necesarias para la unión de todos los

elementos, para su posicionamiento se tendrá el siguiente diagrama o diseño neumático **ver figura 34 y figura 35**.



**Figura 34.** Diagrama neumático diseñado en SMC PneuDraw.

**Fuente:** Ferreras y García (2023).



**Figura 35.** Elementos neumáticos colocados.

**Fuente:** Ferreras y García (2023).

Así mismo, para la verificación del volumen de aire de salida o cantidad de litros de aire a dosificar, se hará uso del sensor de flujo o caudalímetro YS-F201, **ver figura 36**, el cual es del tipo turbina, el caudal de aire ingresa al sensor y hace girar una turbina, la turbina está unida a un imán que activa un sensor de efecto Hall, que a su vez emite un pulso eléctrico que puede ser leído por la entrada digital del microcontrolador. Así mismo, este indicará la cantidad de litros de aire que se tendrán en la salida del Ambu, pudieron realizar de esta manera su respectiva verificación, sus características específicas se pueden ver en el **anexo G**.



**Figura 36.** Sensor de flujo YF-S201.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Debido a que las boquillas que conforman el sensor de flujo son de distinto tamaño al que posee la boquilla de salida de la mascarilla del Ambu, se tuvo que realizar un par de piezas extras ver **figura 37**, las cuales son acopladas a cada lado del sensor en donde una es conectada al puerto de salida del Ambu, en donde la misma posee un orificio con rosca de 1/8 para el acople de un conector para la medición de la presión de salida con el sensor descrito anteriormente y la otra es de una medida estándar en donde se pueden colocar las mangueras necesarias para utilizarlas con las mascarillas, ver **figura 38**.



**Figura 37.** Piezas de acople del prototipo al sensor de flujo.

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 38.** Sensor de flujo y piezas de acople colocadas.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

Por consiguiente, respecto a todas las características que presenta el proyecto en cuestión, sus componentes y funcionamiento del mismo, se decidió utilizar como microcontrolador el Arduino Uno, **ver figura 39**, es una placa de desarrollo electrónica de código abierto basada en un microcontrolador ATmega328P. Este posee diversos pines de entrada y salida que permiten la interacción con otros componentes electrónicos, su importancia y su extendido uso radica en su popularidad, facilidad de uso y la gran comunidad de usuarios y desarrolladores que lo respalda, además de poseer entradas y salidas con la facilidad de programación que requiere el proyecto, cabe destacar que el Arduino Uno es compatible con una amplia gama de sensores, actuadores y módulos adicionales, lo que lo convierte en una plataforma versátil para un sinnúmero de proyectos, sus características específicas se pueden apreciar en el **anexo H**. Sin embargo, dado que el sistema tendrá dos apartados uno para el control neumático y otro para la lectura del sensor de pulsos anteriormente descrito, se deberán utilizar dos Arduinos UNO, cada uno encargado de una tarea específica, debido a que este microcontrolador únicamente posee un único núcleo físico de procesamiento y la manera en la que ejecuta las tareas es lineal. Por todo lo anteriormente descrito se utilizará este microcontrolador como cerebro principal del sistema, ya que los autores que están llevando a cabo este proyecto poseen conocimientos adquiridos gracias a las materias cursadas a lo largo de su carrera estudiantil.



**Figura 39.** Placa Arduino UNO microcontrolador ATMEGA328P.

**Fuente:** Hubot (2023).

Por último y más importante la alimentación, teniendo en cuenta que la mayoría de los voltajes a utilizar provienen directamente de la placa Arduino a excepción de la bobina de la válvula la cual requiere un voltaje de 110VAC, se buscó utilizar una única fuente de alimentación para todos los componentes y que todos ellos estén referenciados de manera correcta para que no exista algún inconveniente con respecto a las medidas realizadas en el proceso, por tanto, teniendo en cuenta esto, como los sensores a utilizar ambos pueden trabajar con un voltaje de 12VDC y que no requieren de una gran corriente para funcionar, se hará uso de una única fuente, **ver figura 40**, para alimentar toda la lógica y los elementos necesarios para la automatización del sistema. Por otro lado, la salida del relé de estado sólido estará directamente conectado a la red eléctrica 110VAC.



**Figura 40.** Imagen de referencia fuente de 12V a 1,25A

**Fuente:** Blacksalta (2023).

Sin embargo, debido a que el microcontrolador no será alimentado por USB sino por el puerto de alimentación específico, este está apto para soportar voltajes desde 7 a 20VDC, pese a esto, el rango de voltaje de entrada recomendado es de 7 a 12VDC, aunque luego de realizar pruebas el dispositivo presentó ligero recalentamiento en el regulador de 5V que está integrado en placa, por tanto, se decidió diseñar una fuente reguladora de 12VDC a 9VDC, un voltaje seguro para el microcontrolador. Para ello se utilizó un regulador de voltaje lineal LM7809 capaz de soportar hasta 1.5A **ver figura 41** junto con dos condensadores de 470uF de 16 volts **ver figura 42**, tanto a su entrada como a su salida obteniendo una señal más limpia.



**Figura 41.** Regulador de voltaje lineal LM7809.

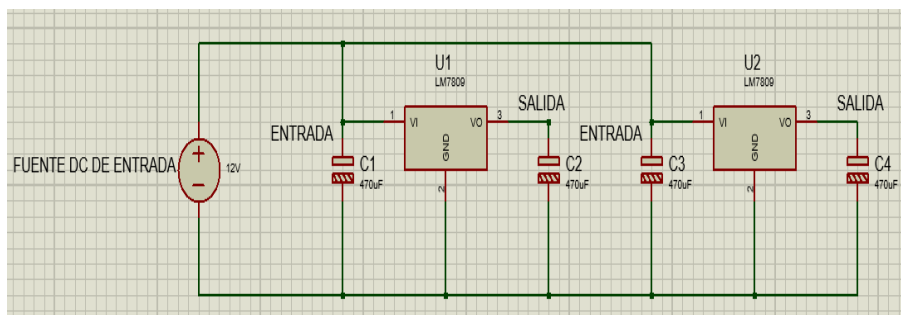
**Fuente:** SkyLots (2022).



**Figura 42.** Condensador electrolítico de 470uF 16V.

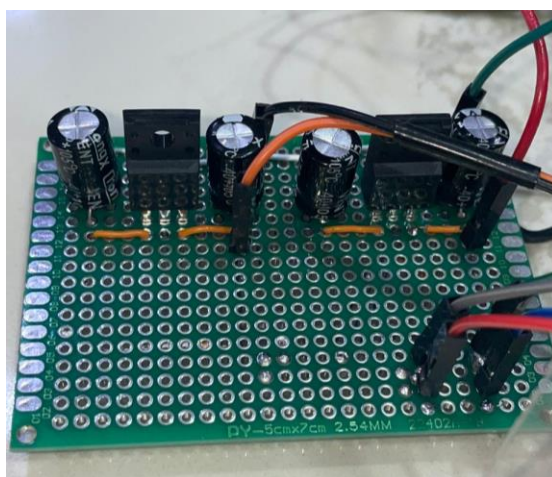
**Fuente:** MaxiTech (2023).

Ya que se utilizarán dos Arduinos se realizó el circuito dos veces, se diseñó el siguiente circuito **ver figura 43**, quedando el circuito final como se puede apreciar en la **figura 44**.



**Figura 43.** Circuitos reguladores de 12VDC a 9VDC

**Fuente:** Farreras y García (2023).



**Figura 44.** Circuito regulador final.

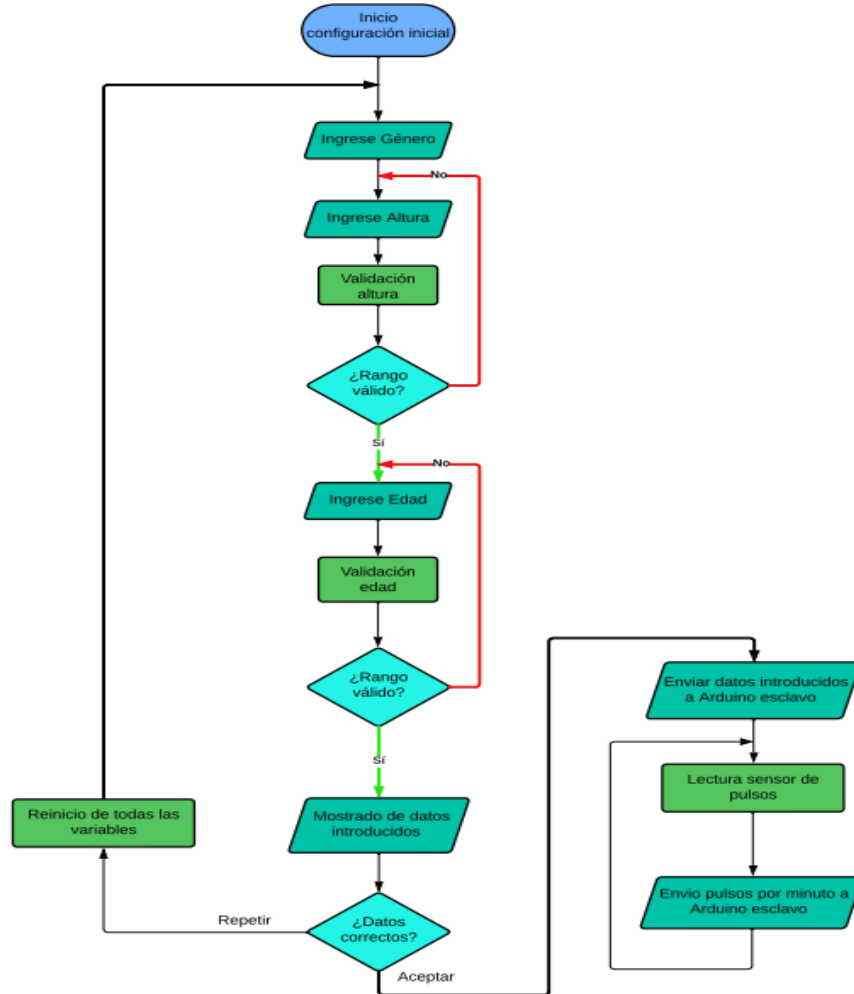
**Fuente:** Farreras y García (2023).

#### **4.5 Fase V: Programación del dispositivo de control que permitirá el bombeo de aire comprimido para el accionamiento del prototipo de respirador artificial.**

La programación del dispositivo de control encargado de manejar todos los componentes siguiendo una serie de parámetros e instrucciones es un apartado sumamente importante ya que este se encargará de hacer funcionar a todos los elementos del sistema como un conjunto, es decir, cada parte cumpliendo su función para lograr que se cumpla con lo requerido. Dicha programación está basada, como vista general, en la introducción de los datos de género, edad y altura del paciente, todo esto procesado por el primer Arduino, siendo este el Arduino maestro, así como también el procesamiento de los pulsos por minuto que serán enviados constantemente al segundo Arduino, que vendría siendo el Arduino esclavo.

Además de esto, el segundo Arduino está encargado de recibir y procesar esos datos dando como resultado un volumen corriente y un rango de frecuencias que constantemente se irá calculando la frecuencia específica ya que se seguirán recibiendo las pulsaciones por minuto del

Arduino maestro. Por otro lado, este dará inicio al proceso de bombeo, activando la válvula el tiempo necesario para que en la salida se obtenga el volumen corriente requerido calculado por el sensor de flujo y desactivándola el tiempo necesario logrando así tanto las respiraciones por minuto como el volumen por minuto. Se tuvo en cuenta una alarma asociada al sensor de presión de entrada, esta es la encargada de verificar que la presión de entrada no supere un valor que pueda ser peligroso para el paciente, haciendo que el proceso de bombeo se detenga hasta que se verifique y esté dentro del rango requerido. Además de todo esto el sistema cuenta con luces led indicativas de alarma y proceso, buzzers y botones de pausa, reinicio rápido y reinicio de alarma de presión. El diagrama de flujo tanto del Arduino maestro como el Arduino esclavo se muestran a continuación ver **figura 45** y **figura 46**.



**Figura 45.** Diagrama de flujo Arduino MAESTRO.

**Fuente:** Farreras y García (2023).

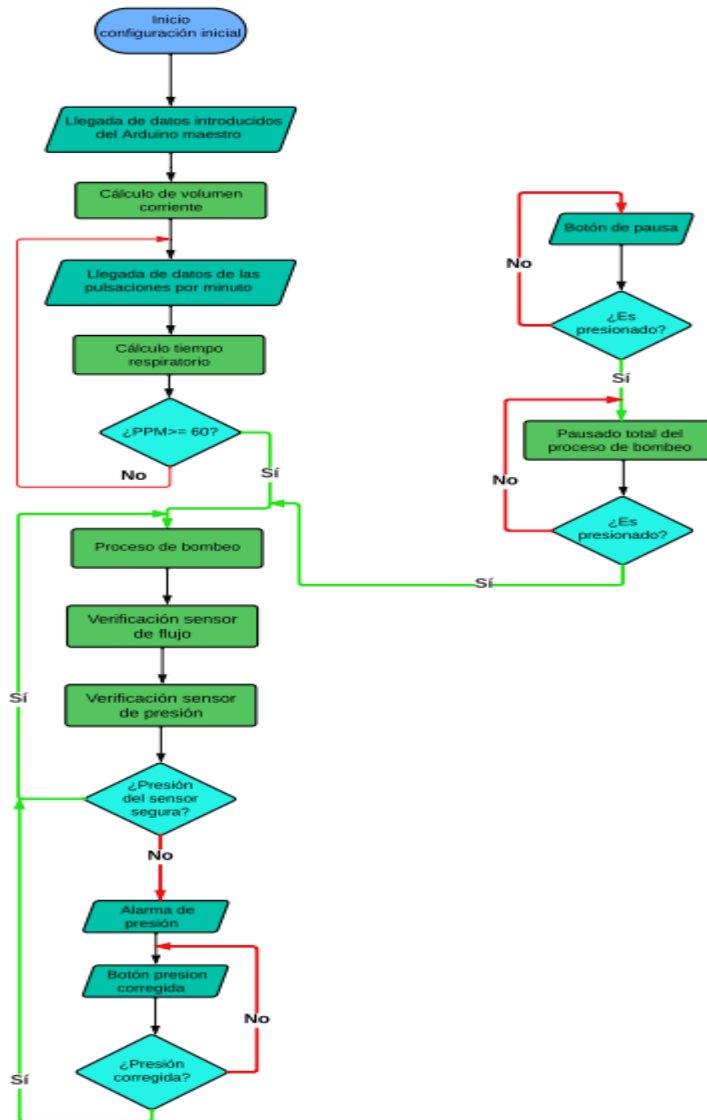


Figura 46. Diagrama de flujo Arduino ESCLAVO.

Fuente: Farreras y García (2023).

#### 4.6 Fase VI: Evaluación del funcionamiento del equipo de acuerdo a edad, género, altura y ppm.

Por último y más importante, las comprobaciones técnicas y funcionales del prototipo, dónde se comprobó que este cumpliera con lo establecido en la fase II, en la corrección de todos aquellos problemas diagnosticados. Así mismo, se verificó todo lo establecido en la programación obteniendo una respuesta positiva ante los datos introducidos, así como también ante las perturbaciones que pudiesen provocar fallas en el sistema, ocasionando que este actúe en consecuencia emitiendo una alarma de seguridad presentado, estos elementos son:

#### **4.6.1. Hermeticidad de la cámara del prototipo.**

Al introducir aire a la cámara en un rango de presiones se verificaron aquellos lugares y/u orificios en dónde la misma presentaba fugas, obteniendo como resultado que es estos ya no las presentan, por tanto, se comprobó que todos los cambios realizados tanto en la propia cámara, como en la fabricación de nuevas piezas corrigiendo así sus inconvenientes fueron satisfactorios. Además de esto, se optimizó de manera positiva el funcionamiento del prototipo, logrando de manera exitosa este requerimiento sustancial. Por tanto, en conclusión, la cámara hermética no presentó fugas en las pruebas finales.

#### **4.6.2. Válvula seleccionada.**

Por otra parte, luego de haber realizado una observación directa de la válvula instalada y una posterior correcta selección de las mismas que eran necesarias, además de incluir en esto un regulador de presión de precisión, se logró evidenciar que todos los elementos cumplen su función a la perfección, introduciendo aire dentro de la cámara sin problemas luego de ser activada la bobina gracias al relé, permitiendo así que el Ambu sea contraído.

#### **4.6.3. Programación.**

Hay que mencionar además la programación, en donde ocurren todos aquellos cálculos necesarios realizados respecto a determinadas características que otorga el paciente como lo es la edad, el género y la altura, además de aquel que es monitoreado constantemente como lo son las pulsaciones por minuto. Con el dato de la altura y el género se obtiene el volumen corriente que es el medido en la salida del prototipo, mientras que los datos de edad son utilizados como validación de que el paciente que va a utilizar el prototipo cumpla con la edad mínima puesto que de no ser así puede incurrir en un problema respiratorio grave ya que el resucitador manual utilizado en el prototipo está diseñado para el uso del mismo en adultos ya que en la actualidad existen distintos tipos cada uno con su tamaño y uso específico y las pulsaciones por minuto permiten conocer con exactitud la frecuencia respiratoria. Con estos dos datos se obtiene el volumen de aire que requiere el paciente por minuto, este dato es medido por el sensor de flujo a la salida del prototipo, permitiendo así comprobar que el mismo está entregando lo que requiere el paciente.

#### **4.6.4. Pruebas finales del prototipo.**

La comprobación del funcionamiento del prototipo de respirador artificial automatizado fue un rotundo éxito. El equipo de desarrollo, liderado por los autores de la investigación, han

trabajado arduamente durante meses para perfeccionar cada aspecto del dispositivo y asegurar su precisión y confiabilidad. Tras ingresar los datos necesarios, como género, edad, altura y pulsaciones por minuto del paciente, el sistema demostró su capacidad para realizar cálculos precisos y determinar el volumen corriente requerido y la frecuencia respiratoria óptima de manera rápida y eficiente.

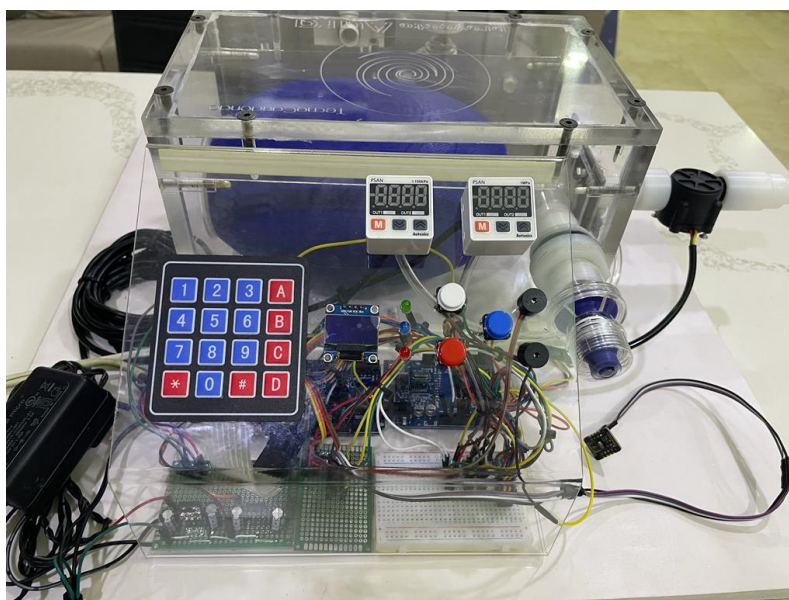
Durante las pruebas, el prototipo mostró adaptabilidad a las características individuales de cada paciente, ajustando el volumen y la frecuencia de las respiraciones de manera adecuada y segura. Los datos recopilados y los resultados obtenidos respaldaron la efectividad del dispositivo **ver tabla 2**, en la automatización de la ventilación y su capacidad para brindar un soporte respiratorio óptimo. Dichas pruebas fueron realizadas con una presión de prueba de entrada de 0.1 bar siendo el rango optimo o seguro de 0.1 bar a 0.2 bar indicado por el manómetro instalado en el regulador de presión de precisión. Así mismo, se muestra la imagen final del prototipo, el apartado lógico y eléctrico, **ver figura 47**.

**Tabla 2.** Validación y calibración del prototipo.

Genero (Masculino – Femenino)	Altura (cm)	Edad (Años)	Presión de entrada máxima (bar)	Presión de salida máxima (mmHg)	Volumen corriente referencia (ml)	Volumen corriente calculado (L)
HOMBRE	150	18	0.03	12.2	383	0.38
HOMBRE	155	19	0.03	12.2	419	0.42
HOMBRE	160	20	0.03	11.2	455	0.45
HOMBRE	165	20	0.03	11.2	491	0.49
HOMBRE	170	21	0.03	11.2	527	0.53
HOMBRE	175	21	0.03	10.4	564	0.56
HOMBRE	180	23	0.03	10.4	600	0.60
HOMBRE	185	27	0.03	10.4	637	0.64
HOMBRE	190	30	0.04	10.4	674	0.67
MUJER	150	18	0.03	9.6	347	0.35
MUJER	155	19	0.03	9.6	383	0.38
MUJER	160	20	0.03	9.6	419	0.42

MUJER	165	20	0.03	9.6	456	0.45
MUJER	170	21	0.03	9.6	492	0.49
MUJER	175	21	0.03	9.6	529	0.53
MUJER	180	23	0.03	9.6	565	0.56
MUJER	185	27	0.03	9.6	601	0.60
MUJER	190	30	0.03	9.6	638	0.64

Fuente: Farreras y García (2023)



**Figura 47.** Apartado eléctrico lógico del prototipo

Fuente: Farreras y García (2023)

## 4.7. Estudio de factibilidad.

En cuanto a la factibilidad se determinó todos aquellos elementos, recursos, conocimientos y herramientas necesarias para llevar a cabo la automatización.

### 4.7.1. Factibilidad técnica

Uno de los aspectos clave evaluados es la disponibilidad de los componentes utilizados en el proyecto, se ha constatado que un gran porcentaje de estos componentes se encuentra ampliamente disponibles en el mercado, lo que implica que pueden ser adquiridos sin dificultades ni inconvenientes. Entre los componentes mencionados se incluyen el Ambu, el dispositivo utilizado para administrar ventilación artificial; el sensor de presión, utilizado para medir la presión en el sistema; el sensor de flujo, que permitió medir el flujo del aire en la salida del Ambu y el

sensor de pulsaciones por minuto, utilizado para medir las pulsaciones por minuto y la concentración de oxígeno en sangre.

Esta alta disponibilidad de los componentes es esencial para garantizar la implementación efectiva del proyecto Aura. Al tener acceso sin inconvenientes a estos elementos, se facilita la obtención y utilización de los recursos necesarios para llevar a cabo las funciones y operaciones requeridas por el proyecto.

#### **4.7.2. Factibilidad funcional.**

La factibilidad funcional del proyecto se ha evaluado teniendo en cuenta la disponibilidad de personal capacitado en áreas clave, como profesionales de la salud y expertos en ingeniería, siendo esta fundamental para garantizar un funcionamiento exitoso y su correcta ejecución.

En primer lugar, se contó con profesionales de la salud que poseen los conocimientos teóricos y las destrezas necesarias para llevar a cabo las funciones médicas requeridas, su experiencia y formación los capacitan para desempeñar eficazmente las tareas y responsabilidades asignadas dentro del proyecto.

Además, se ha considerado la presencia de personal con conocimientos en el campo de la ingeniería que tienen la capacidad de comprender y aplicar los principios tecnológicos necesarios para el funcionamiento adecuado del proyecto. Su experiencia en el diseño, desarrollo y mantenimiento de sistemas tecnológicos es esencial para asegurar que los componentes electrónicos, software y hardware utilizados en el proyecto funcionen de manera óptima y segura.

#### **4.7.3. Factibilidad social.**

La factibilidad social del proyecto se basa en los beneficios que aporta a la sociedad en general. En primera instancia, la investigación médica asociada al proyecto puede tener un impacto positivo en la salud y el bienestar de las personas al desarrollar nuevas tecnologías y enfoques en el ámbito de la medicina, este proyecto tiene el potencial de mejorar los tratamientos y las terapias médicas, lo que puede beneficiar a pacientes y profesionales de la salud.

El diseño de prototipos tiene implicaciones sociales importantes al resolver problemas y optimizar la eficiencia de la producción, se pueden obtener resultados más efectivos y viables en términos de materiales y recursos. Los prototipos permiten visualizar, experimentar, evaluar rápidamente ideas y conceptos antes de avanzar en su desarrollo, esto conlleva una mayor probabilidad de éxito y reducción de costos en etapas posteriores del proyecto, lo que a su vez beneficia a la sociedad al brindar soluciones más eficientes y económicamente viables.

#### 4.7.4. Estudio de costos.

Un estudio de costos retrospectivo de un proyecto ya realizado implica analizar y evaluar los gastos reales incurridos durante su ejecución. Este análisis detallado de los costos tiene como objetivo principal comprender y evaluar el desempeño financiero del proyecto, identificar las áreas donde se incurrieron los mayores gastos y extraer lecciones aprendidas para mejorar la planificación y ejecución de proyectos futuros.

Debido a la naturaleza del proyecto en dónde se obtuvo un prototipo médico el cual no se encontraba en funcionamiento, se tuvo que realizar una exhaustiva investigación acerca del mismo y sus referentes para poder tener una visión general de lo que se quería hacer y lograr, por tanto, el costo tiempo se ve reflejado en todo el tiempo dedicado a la documentación y adquisición de conocimientos necesarios para comprender todo lo relacionado con la funcionalidad del sistema.

Luego de haber realizado la documentación se procedió a realizar un diagnóstico en donde se reconocieron y pautaron los defectos que presentaba y luego llegar a la conclusión de aquellos que eran necesarios corregir de manera obligatoria, entre ellos se encontraba la hermeticidad de la cámara como todo lo que implicaba, la cual conllevó realizar trabajos de adaptación de la cámara como la fabricación de piezas nuevas.

**Tabla 3.** Costo de trabajo realizado a la cámara del prototipo.

<b>Trabajo realizado</b>	<b>Costo</b>
1.- Hermeticidad de la cámara (Alisar uniones de las láminas de acrílico, colocar sellante de silicona, fabricación de nueva pieza en el puerto de exhalación, fabricación de dos piezas nuevas para la hermeticidad de la boquilla de salida de la mascarilla y fabricación de orificios para el sensor de presión) 2.- Fabricación de piezas de acople a la salida del prototipo. 3.- Fabricación de base para componentes electrónicos. 4.- Mano de obra.	350 USD

Fuente: Ferreras y García (2023).

Luego de realizado el aspecto esencial de la cámara hermética, se procedió con la identificación de las variables necesarias para la automatización como la selección de todos aquellos componentes encargados de que esto suceda, por tanto, se tendrá de manera detallada los componentes adquiridos como su costo respectivo.

**Tabla 4.** Costo de componentes añadidos al prototipo.

Componentes	Costo relativo
Sensor de pulsos max30102 	8 USD
Teclado matricial 	2 USD
Pantalla oled SSD1306 	6.7 USD
Buzzer 	5 USD
Sensor de presión PSAN-1CPV-RC1/8 	77 USD
Sensor de presión PSAN-C01CPA-RC1/8 	100 USD
Sensor de flujo YF-S201 	8 USD
Válvula neumática 3/2 3V310-08-NC 	2x75 USD

Regulador de presión GPR40010L 	110 USD
Relé de estado sólido 	22 USD
Microcontrolador Arduino Uno 	2x10 USD
Fuente DC de 12V 	5 USD
Regulador lineal LM7809 	2x3 USD
Condensador electrolítico 470uF 16V 	4x0.6 USD
Ambu marca Airlife 	60 USD
<b>SUBTOTAL</b>	<b>582 USD</b>

Fuente: Farreras y García (2023).

**Tabla 5.** Costo total.

Servicios y mano de obra	350 USD
Componentes	582 USD
<b>TOTAL</b>	<b>932 USD</b>

Fuente: Farreras y García (2023).

En esta etapa crucial del proyecto, la programación se convierte en el factor determinante que permite que todos los componentes mencionados anteriormente trabajen de manera coordinada

y eficiente para lograr el funcionamiento efectivo del prototipo logrando que con respecto a ciertos datos de entradas varíe su salida logrando así automatizar el proceso de entregar un suministro de aire a un paciente de manera manual mediante un resucitador. En otras palabras, la programación permite que el dispositivo funcione de manera autónoma y precisa, liberando al personal médico de tareas manuales repetitivas y permitiéndoles enfocarse en otras áreas cruciales del cuidado del paciente. Dicha programación fue realizada por los mismos desarrolladores de la investigación con los conocimientos adquiridos a lo largo de sus años de estudio en la carrera de ingeniería electrónica, además los adquiridos en el proceso investigativo del proyecto, por tanto, uno de los recursos utilizado fue el recurso tiempo en donde se requirió realizar investigación sobre la programación de ciertos componentes y/o aspectos puntuales de los mismos. Además, al desarrollar la programación internamente, se aprovecharon las habilidades y conocimientos de los propios investigadores. Esto no solo demuestra el compromiso y la capacidad de los desarrolladores, sino también una ventaja en términos de eficiencia y control sobre el proceso de programación.

Por otra parte, la flexibilidad de la programación también permite realizar actualizaciones y mejoras en el prototipo a medida que se obtienen nuevos conocimientos y avances tecnológicos. A medida que la investigación y la experiencia acumulada proporcionen información valiosa, los desarrolladores pueden realizar ajustes y refinamientos en la programación para mejorar el rendimiento y la eficiencia del dispositivo.

## CONCLUSIONES

Haciendo énfasis en la comprobación de todos aquellos resultados obtenidos de la aplicación de los procesos pertinentes para el cumplimiento de la investigación y de sus fases, es bueno recalcar todo aquello que se obtuvo, resaltando los puntos más importantes de las mismas. Las fases de la investigación están basadas en la búsqueda de respuestas acertadas acerca de las incógnitas planteadas en los objetivos básicos de la investigación permitiendo así ejecutar las funciones adecuadas para lograr de manera satisfactoria dichos objetivos. Debido a la complejidad del sistema, de este modo, se pueden mencionar las siguientes conclusiones:

- En la primera fase se hizo una primera toma de contacto con el prototipo de forma tal que se logró hacerle las pruebas pertinentes para la comprobación de su capacidad de hermeticidad como su capacidad de funcionamiento básico el cual fue exitoso a pesar de presentar fugas en diversas zonas del mismo, todo esto sin hacer uso de la válvula colocada puesto que la misma no está operativa. Se realizó un exhaustivo diagnóstico del estado del prototipo permitiendo identificar sus fortalezas y debilidades, así como las áreas de mejora necesarias para su optimización, además de una detenida observación y gracias a la entrevista encargada de la recolección de información se obtuvo de manera positiva una verificación de la integridad actual del prototipo de manera tal que se logró obtener un punto de inicio para la investigación para su continuación.
- En la segunda fase luego de recolectada la información se logró conocer todos aquellos requerimientos que el equipo necesita para cumplir con su función de manera satisfactoria tal que se prosiguió con la determinación de los requerimientos funcionales del sistema, siendo este un proceso fundamental para establecer los objetivos o lo que se necesita para lograr cumplir con todas las necesidades. Se recopiló información sobre las funcionalidades y características clave que se esperaban como características del Ambu, válvula a instalar, entre otras cosas en pro del cumplimiento de los objetivos de la investigación, se llevaron a cabo reuniones con profesionales de la salud, especialistas en ventilación asistida y expertos en ingeniería para recabar sus opiniones y conocimientos. También se realizaron revisiones exhaustivas de la literatura científica y estudios clínicos relevantes para obtener información adicional y establecer un marco de referencia sólido.

- Dicho lo anterior se prosiguió con la fase 3 la cual se enfocó en la identificación de las variables del proceso que se iban a manejar. Se analizaron los aspectos relacionados con el control del aire comprimido y su impacto en el funcionamiento del prototipo, además de esto, se identificaron y categorizaron las variables relevantes que debían ser controladas y monitoreadas para asegurar un adecuado funcionamiento del sistema. Entre estas variables se incluyeron aspectos como la presión del aire comprimido, la frecuencia y duración de los ciclos de respiración, el flujo de aire suministrado y los parámetros de seguridad.
- Posteriormente en la fase 4 se procedió con la selección del accionamiento necesario para la automatización del prototipo mediante el control del aire comprimido. Esta etapa fue de suma importancia para determinar la mejor opción de accionamiento, que cumpliera con los requerimientos funcionales y garantizara un funcionamiento eficiente y seguro del sistema. Para la selección del accionamiento, se realizaron investigaciones exhaustivas sobre las diferentes tecnologías y dispositivos disponibles en el mercado. Se analizaron las características técnicas, el rendimiento, la confiabilidad y la facilidad de implementación de cada opción.
- En la fase V se realizó la programación del prototipo. Este dispositivo utiliza aire comprimido y es controlado mediante un microcontrolador Arduino. Se logró integrar todos los componentes de manera efectiva para lograr el accionamiento y funcionamiento del respirador. La programación del dispositivo de control es un aspecto crucial en el funcionamiento del prototipo de respirador. Se encarga de manejar todos los componentes siguiendo parámetros e instrucciones específicas. La programación se rige con la introducción de los datos de género, edad y altura del paciente que permite el procesamiento de los mismos para obtener información relevante. Mediante este procesamiento se puede determinar el volumen corriente y el rango de frecuencias adecuadas para cada paciente. Así mismo, la medición del sensor de pulsos proporciona una frecuencia específica y se calcula el tiempo respiratorio. Esto garantiza un funcionamiento personalizado y seguro del respirador. El sistema de control implementado incluye alarmas encargadas de detectar presiones anormales. Estas alarmas tienen como objetivo garantizar la seguridad del paciente y alertar al personal médico en caso de que los parámetros se encuentren fuera de los límites establecidos. Esto contribuye a la prevención de situaciones peligrosas y asegura una atención adecuada.

- En la fase VI, mediante las pruebas realizadas, se verificó que no se presentaban fugas en la cámara hermética al introducir aire en un rango de presiones establecido. Los cambios realizados en la cámara y en las piezas del prototipo, para corregir los problemas detectados en fases anteriores, optimizaron de manera positiva el funcionamiento del sistema. En conclusión, se logró satisfactoriamente el requerimiento de hermeticidad de la cámara hermética. En cuanto al funcionamiento de la válvula seleccionada: Después de una observación directa de la válvula instalada y una selección adecuada de las necesarias a utilizar dentro del sistema, se comprobó que cumple perfectamente su función. La válvula accionada eléctricamente permite la entrada de aire a la siguiente válvula que es accionada neumática logrando así que el aire a presión proveniente del compresor pasando por el regulador de presión entre a la cámara sin problemas una vez que la bobina es activada mediante el relé, permitiendo así la contracción del Ambu. En resumen, se aseguró un correcto funcionamiento de la válvula seleccionada. La programación del dispositivo de control fue fundamental para el correcto funcionamiento del prototipo. Los cálculos necesarios, basados en las características del paciente (edad, género, altura) y el monitoreo constante de las pulsaciones por minuto, permitieron obtener datos importantes para el control del respirador. La altura y el género se utilizaron para determinar el volumen corriente, que es el volumen de aire inspirado o aspirado en una respiración. La edad y las pulsaciones por minuto permitieron conocer con exactitud la frecuencia respiratoria. Con estos datos, se pudo calcular el volumen de aire que el paciente requiere por minuto, y este dato fue verificado por el sensor de flujo a la salida del Ambu. En conclusión, la programación garantizó el suministro adecuado de aire requerido por el paciente.

## RECOMENDACIONES

Tras el exitoso resultado del proyecto de automatización de un respirador artificial mediante aire comprimido y programación de componentes programables, se pueden hacer varias recomendaciones importantes.

En primer lugar, implementar pruebas exhaustivas que, aunque el proyecto ha demostrado un funcionamiento satisfactorio, es importante continuar realizando pruebas y evaluaciones rigurosas para asegurar la calidad y la confiabilidad continua del sistema. Esto implica someter el prototipo a diferentes escenarios clínicos y situaciones de funcionamiento para verificar su desempeño en distintas condiciones.

Por otro lado, se recomienda validar con profesionales de la salud los resultados obtenidos para así garantizar la aplicabilidad y relevancia clínica del sistema, es recomendable involucrar y recibir retroalimentación de profesionales de la salud especialistas en ventilación asistida y médicos intensivistas. La experiencia y conocimientos de los mismos pueden proporcionar información valiosa para realizar mejoras y ajustes adicionales al prototipo de modo que su aplicabilidad se vea mejorada en distintas potenciales situaciones de uso.

Así mismo, se debe continuar la investigación y desarrollo del sistema esto debido a que el éxito del proyecto abre oportunidades para continuar investigando y desarrollando tecnologías y dispositivos relacionados con la automatización de equipos médicos, la mejora continua y la innovación son fundamentales para seguir avanzando en el campo de la medicina y proporcionar soluciones cada vez más eficientes y seguras.

Y por último y más importante la comunicación y retroalimentación, se debe fomentar una comunicación fluida y abierta entre el personal médico, los usuarios finales y el equipo de desarrollo del sistema automatizado. Esto permitirá compartir experiencias, comentarios y sugerencias para mejorar continuamente el rendimiento y la funcionalidad del sistema.

## REFERENCIAS

- ABC. (2021). **“Oxímetro: qué es, cómo funciona y para qué sirve”** [Documento en línea] Disponible en: [https://www.abc.es/sociedad/abci-oximetro-que-es-como-funciona-para-que-sirve-nsv-202101251252\\_noticia.html](https://www.abc.es/sociedad/abci-oximetro-que-es-como-funciona-para-que-sirve-nsv-202101251252_noticia.html)
- Arias, O. (2006). **“Introducción a la Metodología Científica”** [Documento en línea] Disponible en: [https://books.google.co.ve/books/about/El\\_Proyecto\\_de\\_Investigaci%C3%B3n\\_Introducci.html?id=y\\_743ktfK2Sc](https://books.google.co.ve/books/about/El_Proyecto_de_Investigaci%C3%B3n_Introducci.html?id=y_743ktfK2Sc)
- Arteaga, M. (2019). **“Descripción del ventilador mecánico Shangrila 590p patrimonial al hospital central Dr. Placio Daniel Rodríguez Rivero”** [Documento en línea] Disponible en: <https://es.scribd.com/document/429215832/TESIS-docx#>
- Ambu forever forward. (2021). **“Reanimador Ambu Bag”** [Documento en línea]. Disponible en: <https://www.ambu.es/emergencias/cifras-y-hechos/nuestra-bolsa-ambu-original>
- Breitner, J. (2020). **“Desarrollo del sistema de control para el compresor 95nvestig hausfeld de 40 hp del sena- astin”** [Documento en línea] Disponible en: <https://red.uao.edu.co/bitstream/handle/10614/12254/T09117.pdf?sequence=5&isAllowed=y>
- Borja, M. (2021). **“Implementación de un prototipo de respirador artificial automático y un oxímetro para el tratamiento de pacientes en recuperación de COVID19 en el hogar”** [Trabajo de grado].
- Chambergo, P. (2017). **“Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria”** [Trabajo de grado].
- Esteban A., Martín C. (1996). **“Manual de cuidados intensivos para Enfermería”**. Barcelona, España. Springer – Verlog Ibérica 3ª Edición.
- Fernández, Y. (2022). **“Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con uno”** [Documento en línea] Disponible en: <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>

Fundación Wikimedia, Inc. (2022). “**Ventilación mecánica**” [Documento en línea]. Disponible en: [https://es.wikipedia.org/wiki/Ventilaci%C3%B3n\\_mec%C3%A1nica](https://es.wikipedia.org/wiki/Ventilaci%C3%B3n_mec%C3%A1nica)

Fundación Wikimedia, Inc. (2022). “**Respirador artificial**” [Documento en línea]. Disponible en: [https://es.wikipedia.org/wiki/Respirador\\_artificial](https://es.wikipedia.org/wiki/Respirador_artificial)

Gandhi, M. (2022). “**¿Qué es un sistema de control?**” [Documento en línea] Disponible en: <https://www.autycom.com/que-es-un-sistema-de-control>

Goligher EC, Fan E. (2022). **Mechanical ventilation**. Philadelphia, United States: Murray and Nadel’s Textbook of Respiratory Medicine. 7th ed.

Guerra, J. (2022). “**Arduino Nano el capo de la familia Arduino Nano**” [Documento en línea] Disponible en: <https://programarfacil.com/blog/arduino-blog/familia-arduino-nano/>

Habrat, D. (2022). “**Cómo hacer ventilación con máscara ambú**” [Documento en 96nves] Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es-ve/professional/cuidados-cr%C3%ADticos/c%C3%B3mo-hacer-procedimientos-b%C3%A1sicos-de-la-v%C3%ADa-a%C3%A9rea/c%C3%B3mo-hacer-ventilaci%C3%B3n-con-m%C3%A1scara-amb%C3%BA>

Hernández, y Col. (2006). “**Marco Metodológico**” [Documento en línea] Disponible en: <http://virtual.urbe.edu/tesispub/0095948/cap03.pdf>



Hurtado, B. (2010). “**Metodología de la investigación**” [Documento en línea] Disponible en: <https://ayudacontextos.files.wordpress.com/2018/04/jacqueline-hurtado-de-barrera-metodologia-de-investigacion-holistica.pdf>

Martínez, S. (2019). “**Cómo utilizar un ambú para ventilar a un paciente**” [Documento en línea] Disponible en: <https://www.salusplay.com/blog/como-utilizar-ambu-para-ventilar-paciente/>

- Marquez, J. (2022). **“Boletín Epidemiológico”** [Documento en línea] Disponible en: <https://caritasvenezuela.org/wp-content/uploads/sites/6/2022/11/BOLETIN-EPIDEMIOLOGICO-CARITAS-VZLA-No.-13-JULIO-A-SEPTIEMBRE-2022-JR-1.pdf>
- MedLinePlus. (2021). **“Respirador artificial”** [Documento en línea] Disponible en: <https://medlineplus.gov/>
- Micro automatización. (2019). **“¿Qué es una válvula neumática?”** [Documento en línea] Disponible en: <https://ar.microautomacion.com/es/definicion-valvula-neumatica/>
- QBPROFE. (2021). **“Diferencia entre Válvulas Biestables y Válvulas Monoestables”** [Documento en línea] Disponible en: <https://www.qbprofe.com/automatizacion-instrumentacion-industrial/diferencia-entre-valvulas-biestables-y-valvulas-monoestabl>
- Soto, G. (2016). **“Ventilación Mecánica”** [Documento en línea] Disponible en: <https://www.neumologia-pediatria.cl/wp-content/uploads/2017/07/ventilacion-mecanica.pdf>
- Tarazona, G. (2012). **“Propuesta de un programa instruccional multimediapara lapreención de la 97nvestig asociada a ventilación mecánica dirigido a los profesionales de enfermería que laboran en la unidad de terapia intensiva pediátrica del hospital generaldel este dr. Domingo luciani”** [Documento en línea] Disponible en: <https://docplayer.es/85957055-Universidad-central-de-venezuela-facultad-de-medicina-escuela-de-enfermeria.html>
- Valderrama. (2017). **“Nivel de la 97nvestigación”** [Documento en línea] Disponible en: [http://www.sancristoballibros.com/libro/metodologia-del-trabajo-universitario\\_45746](http://www.sancristoballibros.com/libro/metodologia-del-trabajo-universitario_45746)

## ANEXOS A

Tabla de peso ideal para la programación de volumen corriente.

# TABLA PESO IDEAL PARA PROGRAMACIÓN DE VOLUMEN CORRIENTE

### TABLA PESO IDEAL HOMBRES

**PESO IDEAL = 50 + (0,91 x (TALLA EN CMS - 152,4))**

Estatura (cm)	Peso ideal (kg)	Vc 6 ml/kg	Vc 7 ml/kg	Vc 8 ml/kg
150	47,8	287	335	383
151	48,7	292	341	390
152	49,6	298	347	397
153	50,5	303	354	404
154	51,4	309	360	412
155	52,4	314	366	419
156	53,3	320	373	426
157	54,2	325	379	433
158	55,1	330	385	441
159	56	336	392	448
160	56,9	341	398	455
161	57,8	347	405	462
162	58,7	352	411	470
163	59,6	358	417	477
164	60,5	363	424	484
165	61,4	368	430	491
166	62,3	374	436	499
167	63,2	379	443	506
168	64,1	385	449	513
169	65	390	455	520
170	65,9	396	462	527
171	66,8	401	468	535
172	67,7	406	474	542
173	68,7	412	481	549
174	69,6	417	487	556
175	70,5	423	493	564
176	71,4	428	500	571
177	72,3	434	506	578
178	73,2	439	512	585
179	74,1	445	519	593
180	75	450	525	600
181	76	456	532	608
182	77	462	539	615
183	78	467	545	623
184	79	473	551	630
185	80	478	558	637
186	81	483	564	645
187	81	489	570	652
188	82	494	577	659
189	83	500	583	666
190	84	505	590	674

### TABLA PESO IDEAL MUJERES

**PESO IDEAL = 45,5 + (0,91 x (TALLA EN CMS - 152,4))**




Estatura (cm)	Peso ideal (kg)	Vc 6 ml/kg	Vc 7 ml/kg	Vc 8 ml/kg
150	43,3	260	303	347
151	44,2	265	310	354
152	45,1	271	316	361
153	46,0	276	322	368
154	47,0	282	329	376
155	47,9	287	335	383
156	48,8	293	341	390
157	49,7	298	348	397
158	50,6	304	354	405
159	51,5	309	361	412
160	52,4	314	367	419
161	53,3	320	373	427
162	54,2	325	380	434
163	55,1	331	386	441
164	56,1	336	392	448
165	57,0	342	399	456
166	57,9	347	405	463
167	58,8	353	412	470
168	59,7	358	418	478
169	60,6	364	424	485
170	61,5	369	431	492
171	62,4	375	437	499
172	63,3	380	443	507
173	64,2	385	450	514
174	65,2	391	456	521
175	66,1	396	462	529
176	67,0	402	469	536
177	67,9	407	475	543
178	68,8	413	482	550
179	69,7	418	488	558
180	70,6	424	494	565
181	71,5	429	501	572
182	72,4	435	507	579
183	73,3	440	513	587
184	74,3	446	520	594
185	75,2	451	526	601
186	76,1	456	533	609
187	77,0	462	539	616
188	77,9	467	545	623
189	78,8	473	552	630
190	79,7	478	558	638

**Fuente:** Sociedad Chilena de medicina intensiva (2020).

## ANEXO B

Ficha técnica sensor de presión PSAN-1CPV-RC1/8.

### Ficha de datos




Fluido aplicable	(Tipo neumático) Aire, gas no corrosivo
Dirección del puerto de presión	Ajuste trasero
Puerto de presión	Rc1/8
Tipo de conexión	Tipo de conector (tipo de conector cable: 2 m)
Tipo de presión	Presión estándar
Rango de presión nominal	0 a 1000 kPa
Mostrar unidad de presión	MPa, kPa, kgf/cm <sup>2</sup> , bar, psi
Salida de control_PNP colector abierto	Colector abierto PNP
Opción de entrada/salida	Salida de voltaje (1-5 VCC  )
Fuente de alimentación	12-24 VCC  ±10 % (ondulación PP: máx. 10 %)
Consumo actual	Tipo de salida de tensión: Máx. 50mA Tipo de salida de corriente: Máx. 75mA
Estructura de protección	IP40
Aprobación	
Salida de control_Histéresis	mín. intervalo de visualización
Salida de control_Repetir error	±0,2% FS ±Mín. intervalo de visualización
Salida de control_Tiempo de respuesta	Seleccionable 2.5ms, 5ms, 100ms, 500ms, 1000ms
Ambiente_Temperatura ambiente	-10 a 50 °C, almacenamiento: -20 a 60 °C
Ambiente_Humedad ambiente	30 a 80 % HR, almacenamiento: 30 a 80 % HR
Material	Fronte, Caja trasera: Policarbonato, Puerto de presión: Latón niquelado

**Fuente:** Autonics (2023).

## ANEXO C

Ficha técnica sensor de presión PSAN-C01CPA-RC1/8.

### Ficha de datos

Fluido aplicable	(Tipo neumático) Aire, gas no corrosivo
Dirección del puerto de presión	Ajuste trasero
Puerto de presión	Rc1/8
Tipo de conexión	Tipo de conector (tipo de conector cable: 2 m)
Tipo de presión	Presión estándar
Rango de presión nominal	0 a 1000 kPa
Mostrar unidad de presión	MPa, kPa, kgf/cm <sup>2</sup> , bar, psi
Salida de control_PNP colector abierto	Colector abierto PNP
Opción de entrada/salida	Salida de voltaje (1-5 VCC  )
Fuente de alimentación	12-24 VCC  ±10 % (ondulación PP: máx. 10 %)
Consumo actual	Tipo de salida de tensión: Máx. 50mA Tipo de salida de corriente: Máx. 75mA
Estructura de protección	IP40
Aprobación	
Salida de control_Histéresis	mín. intervalo de visualización
Salida de control_Repetir error	±0,2% FS ±Mín. intervalo de visualización
Salida de control_Tiempo de respuesta	Seleccionable 2.5ms, 5ms, 100ms, 500ms, 1000ms
Ambiente_Temperatura ambiente	-10 a 50â„ƒ, almacenamiento: -20 a 60â„ƒ
Ambiente_Humedad ambiente	30 a 80 % HR, almacenamiento: 30 a 80 % HR
Material	Fronte, Caja trasera: Policarbonato, Puerto de presión: Latón niquelado

## ANEXO D

Especificaciones técnicas válvula.

### Especificación

Modelo	3V310-08	3V320-08	3V310-10	3V320-10
Fluido	Aire (filtrado a través de un filtro de 40 µm o más)			
Funcionamiento	Piloto interno o piloto externo			
Tamaño del puerto [nota1]	1/4"		3/8"	
Tamaño del orificio (valor Cv)	3V310-10,3V320-10:28,0mm <sup>2</sup> (Cv=1.65)			
Número de posiciones	3/2 vías			
Lubricación [nota2]	No requerido			
Presión operacional	0.15~0.8MPa(21~114psi)			
Presión de prueba	1.2MPa(175psi)			
Temperatura	-20~70°C			
Material del cuerpo	Aleación de aluminio			

[Nota1] Rosca G y Rosca NPT están disponibles.

[Nota 2] Si hay lubricación, no se detenga en el medio,  
se recomienda que el aceite lubricante sea ISO VG32 o similar.

**Fuente:** Airtac (2022)

## ANEXO E

Especificaciones técnicas bobina solenoide.

### Especificación de la bobina

Artículo	Parámetros específicos				
Voltaje estándar	AC220V	AC110V	AC24V	DC24V	DC12V
Alcance de voltaje	AC: $\pm 15\%$ DC: $\pm 10\%$				
Consumo de energía	4.5VA	4.5VA	5.0VA	3.0W	2.5W
Protección	IP65(DIN40050)				
Clasificación de temperatura	B clase				
Entrada eléctrica	DIN terminal, Tipo Salida				
Tiempo de activación	Menos de 0,05 segundos				
Max. Frecuencia [Nota1]	5 ciclos /segundo				

[Nota1] La frecuencia de actuación máxima está en el estado sin carga.

**Fuente:** Airtac (2022).

## ANEXO F

Características técnicas sensor de pulsos y oxímetro max30102

ESPECIFICACIONES TECNICAS	CONEXIÓN
Sensor: MAX30102	VIN: Voltaje de alimentación (3.3-5V)
Longitud Máxima de Onda LED: 660nm/880nm	SCL: El reloj conectado a la interfaz I2C
Tensión de Alimentación: 3.3V a 5V	SDA: Datos conectados a la interfaz I2C
Voltaje de interfaz de comunicación: 1.8~3.3V~5V	INT: Interruptor DEL max30102, generalmente no se conecta.
Corriente de trabajo: 60mA	LED IRD: Tierra del Led IRD, generalmente no se conecta.
Potencia máxima: 0.3 W	LED ROJO: Tierra del Led Rojo, generalmente no se conecta.
Interface de salida: I2C	RD: Tierra del MAX30102, normalmente no se conecta.
Temperatura de trabajo: -40°C hasta +85°C	GND: Tierra del modulo

Fuente: unitelectronics (2023).

## ANEXO G

Características técnicas YF-S201.

<b>CARACTERISTIAS TECNICAS YF-S201</b>
Tipo de sensor: Hall effect
Voltaje de funcionamiento: 5 a 18 V DC
Max consumo de corriente: 15 mA a 5 V—Tipo de salida: 5V TTL
Trabajo Caudal: de 1 a 30 litros / minuto
Temperatura de funcionamiento: -25 a 80 °C
Humedad de trabajo Rango: 35% -80% de humedad relativa
Precisión: $\pm 2\%$
Rango de flujo: 1-30L/min
Presión máxima del agua: 1,75 MPa
1/2 “conexiones nominales de tubería, 0.78” de diámetro exterior, 1/2 “de la rosca

Fuente: Naylampmechatronics (2022).

## ANEXO H

### Características microcontrolador Arduino Uno

Microcontroller	ATmega328P
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limit)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
PWM Digital I/O Pins	6
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	20 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	32 KB (ATmega328P) of which 0.5 KB used by bootloader
SRAM	2 KB (ATmega328P)
EEPROM	1 KB (ATmega328P)
Clock Speed	16 MHz
LED_BUILTIN	13
Length	68.6 mm
Width	53.4 mm
Weight	25 g

Fuente: Arduino (2022).

## APÉNDICE A

Instrucciones para la aplicación de la entrevista.

INSTRUCCIONES PARA EL INICIO DE LA ENTREVISTA	
	<ul style="list-style-type: none"><li>• Indique la labor que desempeña dentro de la empresa.</li><li>• Proceda a leer detenidamente cada una de las preguntas.</li><li>• Responda de manera objetiva cada una de las preguntas realizadas en base a su conocimiento en el área a estudiar.</li><li>• En caso de dudas, consulte con la persona encargada de aplicar la entrevista.</li></ul>

**Fuente:** Farreras y García (2023).

## APÉNDICE B

Preguntas de la entrevista.

N°	Guion de la entrevista
1	Explique la condición en la que se encuentra el Proyecto Aura
2	¿Cuáles consideraría usted que deberían ser las variables del sistema de control?
3	¿Cuáles considera usted que serían los accionadores más recomendables para la automatización del prototipo?
4	¿Cuál sería el orden lógico operativo del prototipo?
5	¿Qué parámetros médicos y técnicos esenciales debe cumplir el prototipo?
6	¿Cuáles serían los aspectos operativos de mayor complejidad a considerar en el funcionamiento del prototipo?
7	¿Qué pruebas considera pertinente realizar para comprobar el estado del prototipo?
8	De no ser viable el accionamiento referido, ¿Pudiese considerarse otro tipo de accionador?
9	¿Cuáles serían los principales aspectos operativos a considerar para su automatización?

**Fuente:** Farreras y García (2023).