



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA MECÁNICA AUTOMOTRIZ

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE AMBU MOTORIZADO
ENSAMBLADO CON ELEMENTOS AUTOMOTRICES PARA PACIENTES CON
SARS

Trabajo de titulación previo a la obtención del
título de Ingeniero Mecánico Automotriz

AUTORES: KLEVER GABRIEL NAULA MEDIAVILLA

MICHAEL ANDERSON PUPIALES POTOSÍ

TUTOR: ING. RAFAEL WILMER CONTRERAS URGILÉS, Msc.

Cuenca - Ecuador

2022

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Klever Gabriel Naula Mediavilla con documento de identificación N° 0302397633 y Michael Anderson Pupiales Potosí con documento de identificación N° 1003855531; manifestamos que:

Somos autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Cuenca, 28 de julio del 2022

Atentamente,



Klever Gabriel Naula Mediavilla

0302397633



Michael Anderson Pupiales Potosí

1003855531

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

Nosotros, Klever Gabriel Naula Mediavilla con documento de identificación N° 0302397633 y Michael Anderson Pupiales Potosí con documento de identificación N° 1003855531, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Proyecto técnico: “Diseño y construcción de un prototipo de Ambu motorizado ensamblado con elementos automotrices para pacientes con SARS”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Mecánico Automotriz, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 28 de julio del 2022

Atentamente,



Klever Gabriel Naula Mediavilla

0302397633



Michael Anderson Pupiales Potosí

1003855531

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Rafael Wilmer Contreras Urgilés con documento de identificación N° 0104463328, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE AMBU MOTORIZADO ENSAMBLADO CON ELEMENTOS AUTOMOTRICES PARA PACIENTES CON SARS, realizado por Klever Gabriel Naula Mediavilla con documento de identificación N° 0302397633 y por Michael Anderson Pupiales Potosí con documento de identificación N° 1003855531, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 28 de julio del 2022

Atentamente,



Ing. Rafael Wilmer Contreras Urgilés, Msc.

0104463328

DEDICATORIA

El presente proyecto quiero dedicar con mucho cariño y amor a Dios, a mi madre Blanca Mediavilla que desde el cielo me brinda su protección, a mi Padre Miguel Naula, mis hermanos Carlos, Miguel, Juan, quienes me han brindado un apoyo moral constante durante toda mi carrera universitaria, gracias por sus consejos y brindarme su confianza.

A mi sobrino Axcel David quien con sus pequeñas frases han sido motivo para esforzarme y demostrar que la meta que uno se proponga, se cumple, con dedicación entrega y respeto.

A mis amigos y compañeros de música tradicional de la U.P.S, por su amistad, consejos, buenas y malas experiencias que pasamos durante mi vida universitaria, pero a pesar de eso se ha demostrado que la verdadera amistad es más que cualquier problema que se nos presente en el camino.

Quiero también dedicar con cariño este proyecto, a la memoria de todas las personas fallecidas por esta indeseada pandemia que Dios les tenga en su Gloria.

Para finalizar, dedico a toda mi familia que me ha brindado su apoyo de alguna manera en etapa de mi vida.

Klever Gabriel Naula Mediavilla.

DEDICATORIA

Dedico este proyecto técnico a mis padres Víctor Alejandro Pupiales Machangara y Elvia Lucinda Potosí Chilcañan que siempre me apoyaron incondicionalmente, a pesar de las situaciones económicas que carecía mi familia para poder cumplir mis sueños de llegar a ser un profesional.

A mis hermanos Alex Emerson, Jhon Lenin y demás familiares en general por el apoyo moral que me brindaron en el transcurso de la carrera universitaria.

Michael Anderson Pupiales

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por brindarme salud, vida y la oportunidad de demostrar que, bajo su bendición, se alcanza cualquier meta propuesta.

A la Universidad Politécnica Salesiana y sus catedráticos por compartir sus conocimientos sin egoísmos e incentivar en nosotros el cariño y amor a esta carrera de Ingeniería Automotriz.

Agradezco a mi tu tutor de tesis, Ing. Wilmer Contreras, por su tiempo apoyo y paciencia al dirigirme en el desarrollo de este proyecto.

A Priscila Naspud y su familia por ser un apoyo fundamental en la realización y culminación de tan anhelado proyecto, gracias por sus consejos que con tanto cariño me han brindado.

Agradezco a todos los Doctores, Ingenieros y amigos quienes nos han aportado sus conocimientos para la obtención de buenos resultados en este proyecto de titulación.

Klever Gabriel Naula Mediavilla.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por tener la oportunidad de culminar otra etapa de mi vida de manera exitosa.

A mis padres Elvia y Víctor, por su amor, apoyo y dedicación llena de sacrificio, quienes han sido parte fundamental en mi formación y gracias a quienes tuve la oportunidad de realizar mis estudios.

A mis hermanos y familiares en general que me brindaron con un granito de arena durante la etapa de preparación universitaria para que sea más sencillo la formación académica.

Agradezco a los ingenieros, doctores y compañeros ex-alumnos de la Universidad Politécnica Salesiana por la ayuda prestada al facilitar con la información necesaria para poder llevar a cabo este trabajo.

Al Ing. Rafael Wilmer Contreras MSc. Por su gran apoyo, disposición y paciencia para la dirección y culminación de este proyecto técnico de manera exitosa.

A todos mis compañeros, amigos y personas con quienes compartí experiencias constructivas de esfuerzo, compañerismo, solidaridad, unión, fortaleza y sacrificio.

Michael Anderson Pupiales.

RESUMEN

En el presente proyecto se explica la metodología para el diseño y construcción de un prototipo de respirador motorizado, el cual se emplea en pacientes con insuficiencia respiratoria y daños en el organismo. Para definir el prototipo se emplea una matriz de decisión donde el respirador mecánico 2.0 ha obtenido una valoración del 80% y el respirador (Open Source Ventilator) con el 73%. El prototipo con la mayor valoración se ha construido. Los resultados de funcionamiento han sido de 25 respiraciones/minuto, con un volumen de 10.792 lt/min, comparables con los respiradores comerciales.

Palabras clave: ventilador mecánico, parámetros, volumen, presión, flujo.

ABSTRACT

This project explains the methodology for the design and construction of a prototype of a motorized ventilator, which is used in patients with respiratory failure and damage to the body. In order to define the prototype, a decision matrix was used where the mechanical ventilator 2.0 obtained a rating of 80% and the ventilator (Open Source Ventilator) with 73%. The prototype with the highest rating was built. The performance results were 25 breaths/minute, with a volume of 10,792 lt/min, comparable to commercial ventilators.

Key words: mechanical ventilator, parameters, volume, pressure, flow.

ÍNDICE GENERAL

DEDICATORIA.....	V
AGRADECIMIENTO.....	VII
RESUMEN.....	IX
ABSTRACT.....	X
1. INTRODUCCIÓN.....	8
2. PROBLEMA.....	9
2.1. Antecedentes.....	9
2.2. Importancia y alcance.....	9
2.3 Delimitación.....	10
3. OBJETIVOS.....	11
3.1. Objetivo general.....	11
3.2. Objetivos específicos.....	11
4. CAPÍTULO I: FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y ESTADO DEL ARTE.....	12
4.1. Estado del arte sobre el diseño de prototipos de Ambú automatizados.....	12
4.2. Antecedentes.....	12
4.3. Marco Conceptual.....	21
4.3.1. Ventilación Mecánica.....	21
4.3.1.1. Generación y Control de Flujo de Aire.....	23
4.3.1.2. Tipos de Ventilación Mecánica.....	24
4.3.2. Parámetros de Ventilación Inicial Estándar.....	30
4.3.3. Ventilación Artificial Manual.....	31
4.3.4. Nuevos métodos de ventilación Asistida.....	32
4.3.5. Curvas de Función Respiratoria.....	36
4.3.5.1. Curvas de flujo – tiempo.....	36

4.3.5.2.	Curvas de flujo – volumen.....	39
4.3.5.3.	Curvas de presión – tiempo	40
4.3.5.4.	Curvas volumen – presión	41
4.3.6.	Tipos de arquitecturas de ventiladores	42
4.4.	Sistema neumático	45
4.4.1.1.	Elementos generadores de energía para sistema neumático	45
4.4.1.2.	Elementos de tratamiento de los fluidos	45
4.4.1.3.	Elementos de mando y control de la distribución de aire	46
4.4.1.4.	Elementos actuadores para transformar energía neumática en movimiento 46	
4.4.2.	Sistema Mecánico de Ventiladores	47
4.4.2.1.	Parámetros fundamentales de control y ventilación	47
4.4.2.2.	Pacientes que requieren un ventilador manual	47
4.4.2.3.	Parámetros y Programación para un Ambú motorizado	48
4.5.	Automatización de resucitador manual.....	49
4.5.1.	Diseño y fabricación de prototipos de ventiladores mecánicos o manuales	51
5.	CAPÍTULO II DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN PROTOTIPO	52
5.1.	Selección de alternativas para el diseño.....	52
5.2.	Criterios para la selección del diseño.....	58
5.2.1.	Selección del diseño	59
5.2.2.	Valores De Acuerdo A Cada Criterio Para Selección Del Prototipo	60
5.2.3.	Valor Total para Selección del Prototipo	63
5.3.	Simulación del prototipo.....	64
6.	CAPITULO III: CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO	65
6.1.	Estructura principal.....	65

6.2.	Motor de paso a paso Nema 17.....	65
6.3.	Tornillo sin fin.....	66
6.4.	Arduino.....	67
6.5.	Sensor MAF.....	68
6.6.	Sensor de presión de gases del tanque de combustible (FTPS).....	68
6.7.	Pantalla LCD.....	69
6.8.	Fuente de alimentación.....	70
7.	CAPITULO IV: ANALISIS DE RESULTADOS OBTENIDOS MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES, CARACTERIZACION DE AVERIAS Y AJUSTES EN EL PROTOTIPO.....	71
7.1.	Proceso de manufactura.....	71
7.2.	Análisis de costos.....	72
7.3.	Análisis gráfico respiratorio.....	74
7.3.1.	Comparación de representación esquemática vs representación real de prototipo de lecturas de presión y flujo.....	74
7.3.1.1.	Comparativa de representación esquemática vs representación real de la curva de presión – tiempo.....	76
7.3.1.2.	Análisis de representación esquemática vs representación real de la curva de presión – tiempo.....	77
7.3.2.	Comparativa de representación esquemática vs representación real de la curva de flujo – tiempo.....	77
7.3.2.1.	Análisis de representación esquemática vs representación real de la curva flujo – tiempo.....	79
7.4.	Análisis Teórico – Práctico de Parámetros.....	79
7.4.1.	Respiraciones por minuto.....	79
7.4.2.	Ventilación por minuto (l/min).....	80
7.4.3.	Flujo Inspiratorio (lt/min).....	82

7.4.4. Presión Inspiratoria en VCP (cmH ₂ O)	83
7.5. Caracterización de Averías en el Prototipo.....	84
7.6. Caracterización de Mejoras en el Prototipo	87
8. CONCLUSIONES	90
9. RECOMENDACIONES	91
10. BIBLIOGRAFÍA.....	92
11. ANEXOS.....	102
A1.- Planos de Diseño.	102
A2.- Código de Programación para Activación de Sensores.....	114
A3.- Códigos de Programación para Activación del Motor Nema 17.....	120

TABLA DE FIGURAS

Figura 1. Delimitación geográfica del Proyecto.....	10
Figura 2.- Equipo de ventilación mecánica	16
Figura 3.- Prototipo ventilación mecánica de UTA.....	17
Figura 4.- Prototipo ventilación mecánica ApolloBVM	18
Figura 5.- Prototipo ventilación mecánica AMBACAR.	19
Figura 6.- Prototipo ventilación mecánica Universidad Francisco Gavidia.....	19
Figura 7.- Modelo 3D ventilación mecánica Universidad Francisco Gavidia	20
Figura 8.- Prototipo ventilación mecánica UACH	21
Figura 9.- Sistema de ventilación mecánica	22
Figura 10.- Representación esquemática de CMV	25
Figura 11.- Representación esquemática de AC	26
Figura 12.- A) Ventilación mecánica controlada por volumen. B) controlada por presión.27	
Figura 13.- Representación esquemática de SIMV	28
Figura 14.- Representación esquemática de PCV A) por volumen y B) por presión.....	29
Figura 15.- Representación esquemática de PSV	30
Figura 16.- Respirador manual AMBU.....	32

Figura 17.- Nuevos métodos de ventilación asistida	33
Figura 18.- Esquema del sistema PAV	34
Figura 19.- Señal EAdi y curvas respiratorias durante la ventilación NAVA.....	35
Figura 20.- Curva de flujo/tiempo con volumen controlado	37
Figura 21.- Curvas de flujo/tiempo controladas por presión	37
Figura 22.- Interpretación de la curva flujo-tiempo.	38
Figura 23.- Curvas de flujo/volumen.	39
Figura 24.- Curva de presión-tiempo controlada por volumen.	40
Figura 25.- Curvas de presión/tiempo controladas por presión.....	41
Figura 26.- Curva presión/volumen.....	42
Figura 27.- Componentes básicos del ventilador manual (AMBU).....	44
Figura 28.- Esquema de funcionamiento del ambú en fase de insuflación	44
Figura 29.- Esquema de funcionamiento del ambú en fase de espiración.....	45
Figura 30.- Actuador Neumático Lineal.....	46
Figura 31.- Respiradores artificiales.....	48
Figura 32.- Respiradores automáticos económicos para uso de emergencia	50
Figura 33.- Ventilador de emergencia del MIT.....	54
Figura 34.- Respirador manual de la UFG	55
Figura 35.- Respirador de Spring Hotels y Trend Robotics	56
Figura 36.- Respirador mecánico 2.0.	57
Figura 37.- Open Source Ventilator	58
Figura 38.- Rangos de cada criterio para la selección del prototipo.	62
Figura 39.- Valores ponderados obtenidos de cada diseño.	63
Figura 40.- Diseño del prototipo	64
Figura 41.- Estructura del prototipo	65
Figura 42.- Motor de paso a paso Nema 17.....	66
Figura 43.- Tornillo sin fin	66
Figura 44.- Arduino Mega.....	67
Figura 45.- Arduino Nano	67
Figura 46.- Sensor MAF	68
Figura 47.- Sensor FTPS	69

Figura 48.- Pantalla Digital	70
Figura 49.- Fuente de alimentación.	70
Figura 50.- Proceso de manufactura del prototipo Ambú motorizado	72
Figura 51.- Esquema del sistema PAV.....	75
Figura 52.- Representación con el osciloscopio de la curva - sensor FTPS.....	76
Figura 53.- Representación con el osciloscopio de la curva - sensor MAF	77
Figura 54.- Representación con el osciloscopio de la curva - sensor MAF	78
Figura 55.- Brazo del prototipo	85
Figura 56.- Tornillo sin fin	85
Figura 57.- Motor Nema 17.....	86
Figura 58.- Pulsantes - Fin de carrera.....	87
Figura 59.- Guía lineal con rodamiento.....	87
Figura 60.- Acople para tornillos sin fin	88
Figura 61.- Motor Nema 23.....	89

INDICE DE TABLAS

Tabla 1.- Desarrollo Histórico de los Ventiladores Mecánicos: Evolución y aportes.....	13
Tabla 2.- Objetivos de la Ventilación Mecánica	23
Tabla 3.- Resumen de los parámetros básicos de ventilación mecánica.	30
Tabla 4.- Opciones de modelos de prototipos.	52
Tabla 5.- Matriz de selección de prototipo.	59
Tabla 6.- Rango de cada criterio para la selección del prototipo.....	61
Tabla 7.- Valores de ponderación de cada diseño.	63
Tabla 8.- Tabla de valores del sensor MAF.....	68
Tabla 9.- Análisis de costos unitarios del prototipo Ambú motorizado	73
Tabla 10.- Datos obtenidos del flujo en g/s	80
Tabla 11.- Datos para calcular el flujo	81
Tabla 12.- Moles de O2	81
Tabla 13.- Resultados obtenidos del volumen minuto.	82
Tabla 14.- Datos para la obtención del flujo inspiratorio	82
Tabla 15.- Presiones en KPa del prototipo	83

Tabla 16.- Presiones en cmH ₂ O	84
---	----

INDICE DE ANEXOS

Anexo 1.- Ambú motorizado.....	102
Anexo 2.- Acople flexible.	103
Anexo 3.- Soporte inferior para el Ambú.....	104
Anexo 4.- Soporte del brazo de empuje	105
Anexo 5.- Soporte lateral para el ambú.....	106
Anexo 6.- Riel de carrera del brazo.....	107
Anexo 7.- Soporte lateral del brazo.....	108
Anexo 8.- Base fija para el motor de paso	109
Anexo 9.- Placa de empuje para el ambú.....	110
Anexo 10.- Placa lateral de la estructura.....	111
Anexo 11.- Base para el acople del tornillo sin fin	112
Anexo 12.- Base superior del brazo	113

1. INTRODUCCIÓN

Este proyecto propone el “Diseño y construcción de un prototipo de Ambú motorizado, ensamblado con elementos automotrices”, de tal modo que proporciona la información acerca del diseño y construcción de un ventilador mecánico; cuenta con la información a seguir para seleccionar, modelar, simular, construir y comprobar el funcionamiento, de tal manera que ofrece asistencia ventilatoria para pacientes con problemas de respiración aguda.

Mediante una fundamentación teórica se plantea el procedimiento necesario para la selección de un prototipo, en donde se establece una matriz de selección adecuada de un modelo funcional; con el fin de diseñar, construir, analizar el estado y que se encuentre dentro de los parámetros básicos de funcionamiento de un respirador artificial.

2. PROBLEMA

2.1. Antecedentes

En los años 2019 – 2022, el país atravesó por una situación preocupante en el ámbito de la salud debido a la aparición del virus (COVID-19), lo que trae como consecuencia el colapso de hospitales e incluso la muerte de miles de personas por la falta de equipos e insumos médicos como los ambú automatizados, estos equipos son una gran ayuda en los pacientes que poseen los síntomas más graves a causa de este virus.

En este contexto tecnológico se han desarrollado algunos prototipos de ambú motorizados, lo que motiva al desarrollo del presente trabajo el cual está compuesto por el diseño, construcción y análisis de un prototipo de ambú motorizado ensamblado con elementos automotrices, con el fin de obtener un componente óptimo y seguro para el uso en los diferentes sectores de la sociedad que lo requieran.

2.2. Importancia y alcance

Este proyecto va dirigido en beneficio de la Carrera de Ingeniería Mecánica Automotriz de la Universidad Politécnica Salesiana, para sus fases de investigación y desarrollo, así como la aplicación práctica para el aporte al conocimiento acerca del diseño y construcción de un ventilador mecánico motorizado; para así obtener un equipo en óptimas condiciones de funcionamiento la cual permitirá la asistencia médica a personas con problemas respiratorios.

2.3 Delimitación

El diseño y construcción del prototipo de ambú motorizado permite asistencia ventilatoria para pacientes con dificultades respiratorias provocados por el virus (COVID-19).

Este proyecto se realizó en la provincia del Azuay, Ciudad de Cuenca, ubicada al sur del Ecuador, la misma que tiene una altitud de 2550 m.s.n.m., en el taller de la Carrera de Ingeniería Mecánica Automotriz de la Universidad Politécnica Salesiana. En la Figura 1 se encuentra el detalle de la georreferencia del proyecto.



Figura 1. Delimitación geográfica del Proyecto

Fuente: Google Maps.

3. OBJETIVOS

3.1. Objetivo general

Diseñar y construir un prototipo de Ambú motorizado ensamblado mediante elementos automotrices para pacientes con SARS en la ciudad de Cuenca.

3.2. Objetivos específicos

- Investigar el estado del arte sobre el diseño de prototipos de Ambú automatizados.
- Diseñar y simular un prototipo de Ambú motorizado a través de la aplicación de software CAD/CAE, para su funcionamiento y definición de planos constructivos.
- Construir el prototipo de Ambú motorizado a través del manejo de materiales antibacteriales y ensamble de elementos automotrices, cumpliendo las funciones de un elemento auxiliar manual y controlando la cantidad de volumen de aire para pacientes con SARS.
- Analizar los datos obtenidos mediante pruebas experimentales para la caracterización de las averías y ajustes en el prototipo de Ambú motorizado.

4. CAPÍTULO I: FUNDAMENTOS TEÓRICOS Y ESTADO DEL ARTE

4.1. Estado del arte sobre el diseño de prototipos de Ambú automatizados

La ventilación mecánica constituye una alternativa efectiva utilizada frecuentemente en el área médica para prevenir complicaciones en el paciente que tiene comprometido su sistema respiratorio. En este apartado, se muestran no sólo los estudios modernos de la biomecánica, biomedicina, la mecánica automotriz en relación a los prototipos que han sido diseñados en el marco de la pandemia por COVID-19 para contribuir con los grupos que se han visto más afectados y los centros que no cuentan con los recursos financieros y económicos suficientes para atender este tipo de emergencias, sino que además se hace un recorrido temporal de las aportaciones que diferentes teóricos e investigadores realizan en relación al prototipado de equipos de ventilación mecánica.

4.2. Antecedentes

Históricamente se ha evidenciado que la ventilación mecánica surgió como alternativa médica a partir del estudio de la respiración realizado inicialmente por Galeno en el año 175 d.C. quien enfatizó en la importancia de este procedimiento artificial como una alternativa que evita una serie de complicaciones médicas que se derivan del colapso de los pulmones (Casabona et al., 2017). Con el pasar de los años, el avance de la ciencia y la tecnología, se realizó al respecto aportaciones valiosas no sólo en el campo de la medicina sino de la biomecánica que progresivamente se optimiza los aparatos que permitiesen aplicar la ventilación mecánica ya no sólo en animales sino también en seres humanos como se muestra en la Tabla 1.

En este orden de ideas, el desarrollo de la ventilación mecánica como un procedimiento artificial y alternativo de gran relevancia en el campo médico ha sido paulatino y se ha nutrido del aporte multidimensional que se ha realizado en el transcurrir de los años; en cuanto a los equipos que practican este procedimiento la literatura toma como referencia inicial el denominado *pulmón de acero* diseñado en 1929 por P.Dinker el cual consistía en un tanque en el que se introducía todo el cuerpo del paciente excepto la cabeza al que se le aplicaban presiones negativas intermitentes para posibilitar la respiración (Casabona et al., 2017).

Tabla 1.- Desarrollo Histórico de los Ventiladores Mecánicos: Evolución y aportes.

Autor y Año	Aporte Principal de la Ventilación Mecánica
175 d.C., Galeno	Identificó la importancia de mantener la respiración artificial para evitar el colapso de los pulmones.
1493., Paracelso	Reanima un paciente tras colocar un tubo en la boca de éste e insuflándole aire a través de un fuelle.
1543., C. Vesalio	Acuñó el término de ventilación mecánica.
1667., Highmore, Hooke y Lower	Mantuvieron con vida a un perro a través de suministro de un flujo continuo de aire.
1754., Black, Priestley, Lavoisier, Scheele	Estudian los gases para el desarrollo de la respiración artificial y descubren la importancia del dióxido de carbono y el oxígeno para la construcción de los primeros ventiladores.
1774., Tossach	Documenta el primer caso de respiración boca a boca como una técnica aplicada a un minero para salvarle la vida.
1775., J. Hunter	Desarrolla un sistema ventilatorio de doble vía (por una entra el aire fresco y por la otra sale el aire exhalado).
1864., A. Jones y Woillez	Crean los primeros ventiladores mecánicos considerados los antecedentes del pulmón de acero.
1880., Macewen	Crea el primer tubo endotraqueal.
1895., Chevalier	Inventa el Laringoscopio
1911., Dräger	Crea el pulmomotor
1929., P. Dinker	Crea el Pulmón de Acero

1931., J.H. Emerson	Mejora la versión del pulmón de acero y le hace silenciosa, ligera, económica y fiable. Se podía variar la velocidad de ventilación y permitía ser operada manualmente en caso de falla eléctrica.
1950., V. Ray Bennett.	Desarrollo de una válvula de demanda de oxígeno capaz de elevar la presión durante la inspiración y bajar a cero durante la espiración.
1953., Engström	Crea un ventilador que envía al paciente volúmenes de aire predeterminados al aplicar la ventilación a través de traqueotomía.
1990	Las nuevas tecnologías y la informatización se incorporan a los respiradores a través de microprocesadores.
2000	Grupo ARDS-network consolida la ventilación con bajos volúmenes (6 ml/kg) en la lesión pulmonar aguda, que procura no sobrepasar 30cm H2O
2013	Proyecto Neumonía Zero, impulsado por la Sociedad Española de Enfermería de Intensivos y Unidades Coronarias. Propuesta en la cual se realiza la intervención mediante el uso medidas de prevención para evitar neumonía relacionada con la ventilación mecánica.
2019-actualidad	Nuevos modos de ventilación asistida, en donde los controladores inteligentes dan modos asistidos adaptados al esfuerzo inspiratorio instantáneo del paciente, ventilación asistida proporcional, entre otros.

Fuente: (Casabona et al., 2017) y (Romero-Ávila et al., 2020)

Elaborado por: Los Autores.

En este contexto, si bien cada una de las innovaciones realizadas responden en algún caso al interés investigativo de algún especialista, la literatura muestra que las diferentes enfermedades respiratorias y, especialmente, las epidemias que han tenido lugar en diferentes partes del mundo en determinados momentos de la historia fueron agentes motivadores para la implementación y mejora de la ventilación mecánica como fue el caso de la poliomielitis

que afectó a América del Norte, Europa, con énfasis en Dinamarca en el año (Romero-Ávila et al., 2020).

Actualmente, la ventilación mecánica constituye una herramienta indispensable en el tratamiento de los pacientes que presentan insuficiencia respiratoria, pues se utiliza en un 50% de los casos que se derivan en emergencias médicas y quirúrgicas que surgen en las unidades de cuidados intensivos (UCI), un tipo de respirador se muestra en la Figura 2. En este orden de ideas, la pandemia del 2020 originada por el COVID-19 ha generado la necesidad de crear alternativas efectivas en relación con los equipos de ventilación mecánica debido a que la mayoría de los centros de salud alrededor del mundo determinan la insuficiencia de este tipo de equipos en UCI y emergencias para atender la cantidad de casos de SARS que diariamente se reciben en los diferentes centros sanitarios, especialmente aquellos que se encuentran en países en vías de desarrollo y durante el pico de la epidemia (Farré et al., 2020).

En consecuencias, se activa globalmente diferentes formas emergentes para dar soporte ventilatorio a los pacientes entre los que destacan la fabricación de ventiladores mecánicos de emergencia no sólo por parte de Universidades, Fundaciones, Centros Biomédicos Especializados sino también a partir del aporte que realizó la industria automotriz en la fabricación de este tipo de equipos para la mecánica asistida, una muestra de ello fue la producción masiva de ventiladores realizada por empresas automotrices como Fiat y Ferrari en Italia, posteriormente le siguieron empresas como McLaren, Mercedes Benz y Rolls-Royce, quienes estuvieron a cargo de la fabricación de 10.000 ventiladores en el Reino Unido (Alcaino, 2020).



Figura 2.- Equipo de ventilación mecánica

Fuente: (Alcaino, 2020)

En este contexto, las universidades también se suman a la fabricación de este tipo de ventiladores mecánicos para contribuir con la ventilación asistida necesario para atender a pacientes con SARS. Uno de estos casos es el proyecto de la Universidad de Tarapacá donde la Facultad de Ingeniería de UTA, como se muestra en la Figura 3, diseña prototipos de ventiladores mecánicos a raíz de la pandemia por el COVID-19; en este sentido, se configuró un equipo multidisciplinario donde informáticos, ingenieros mecánicos, ingenieros electrónicos, médicos y especialistas en ventiladores mecánicos y respiración asistida suman esfuerzos para tal fin.



Figura 3.- Prototipo ventilación mecánica de UTA.

Fuente: (Alcaino, 2020)

Dicho proyecto está conformado por la presentación de dos prototipos, el primero de ellos denominado ApolloBVM de Rice University, que se muestra en la Figura 4, cuenta con 2 motores que permiten mayor precisión, así como un sistema robusto de administración de aire mediante un AMBU el cual es completamente programable y cumple con 3 de los 7 parámetros requeridos por las clínicas y hospitales en este tipo de ventiladores (Universidad de Taracapá, 2020). En cuanto al segundo prototipo, se trata de BREATHE-DIEE cuyo funcionamiento produce respiración artificial y comprime un AMBU con un mecanismo de brazo de leva pivotante accionado por un motor eléctrico de estándar industrial automotriz.

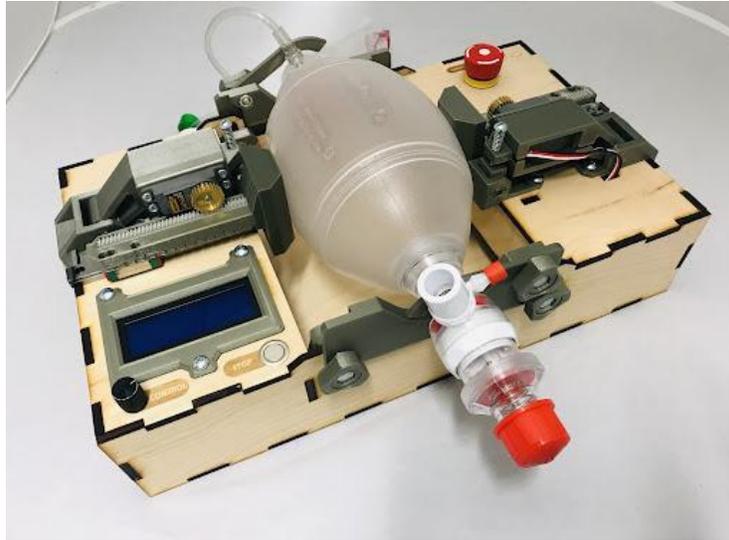


Figura 4.- Prototipo ventilación mecánica ApolloBVM

Fuente: (Universidad de Taracapá, 2020)

Es importante señalar que ambos prototipos eliminan la necesidad de un operador humano para llevar a cabo este proceso de respiración artificial lo cual resulta positivo para las crisis y emergencias sanitarias como la del COVID-19 donde los implementos y especialistas fueron insuficientes para atender los casos que llegan a los centros de salud.

En este contexto, otra iniciativa de fabricación de ventiladores mecánicos para respiración artificial elaborados con la implementación de componentes de mecánica automotriz son los presentados por el equipo multidisciplinario de la Universidad de Ambato que, en conjunto de la empresa privada ecuatoriana (Ambacar y CIAUTO) han presentado una alternativa de respirador artificial realizado con complementos automotrices para ayudar en el contexto pandémico debido a que resultan ser de las herramientas médicas más escasas en el mundo y que resultan indispensables en la asistencia médica , como se muestra en la Figura 5 (Ambacar, 2020).



Figura 5.- Prototipo ventilación mecánica AMBACAR.

Fuente: (Ambacar, 2020)

Otro proyecto orientado a la construcción de prototipos de ventiladores mecánicos para pacientes con SARS fue la Universidad Francisco Gavidia de El Salvador, que se muestra en la Figura 6, que desarrollan prototipos automatizados de ventilador manual de emergencia (AMBU) denominado como EJÉTAK que fue concebido para brindar ventilación pulmonar forzada a pacientes con graves deficiencias respiratorias.



Figura 6.- Prototipo ventilación mecánica Universidad Francisco Gavidia.

Fuente: (Universidad Francisco de Gavidia, 2020)

Los científicos del Laboratorio de Nanotecnología del Instituto de Ciencia, Tecnología e Innovación (ICTI), de la Universidad Francisco Gavidia (UFG), finalizan el respirador automatizado construido con tecnología 3D, un motor paso a paso, una bolsa de reanimación (AMBU), engranajes, madera, fuente de alimentación, sensores, el programa Arduino, entre otros recursos. El prototipo mencionado se muestra en la Figura 7, y en este contexto, el equipo se diseñó para suministrar respiración asistida mediante el control de los siguientes parámetros: volumen tidal, frecuencia respiratoria, presión residual (PEEP), presiones máximas, asimetrías entre ciclos de inhalación y espiración, tiempo de operación continua, características de gases de suministro, alarmas, condiciones de operación interna y externa (Universidad Francisco de Gavidia, 2020)

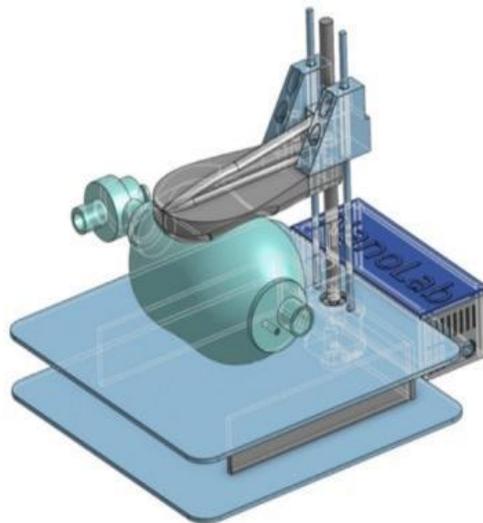


Figura 7.- Modelo 3D ventilación mecánica Universidad Francisco Gavidia

Fuente: (Universidad Francisco de Gavidia, 2020)

Otras iniciativas en la región se presentan a través de los proyectos realizados en Chile en la Universidad Austral y en la Universidad de Chile donde realizan prototipos de ventiladores mecánicos para asistir en situaciones de emergencia. En el primer caso, el Laboratorio de Innovación Tecnológica Leufülab de la Facultad de Ciencias de la Ing. De la UACH se basó en el sistema electromecánico que automatiza el proceso que, entre otras cosas controla: el volumen de aire, las respiraciones por minuto y monitorea las variables respiratorias.

En el caso del prototipo presentado por la Universidad de Chile que se muestra en la Figura 8, es una versión mejorada de otro presentado por el Massachusetts Institute of Technology, en este caso los esfuerzos se orientan al software de control que le envía indicaciones al motor para mover los brazos que accionan el respirador en un cierto rango a una velocidad determinado con una frecuencia específica (Universidad de Chile, s. f.).

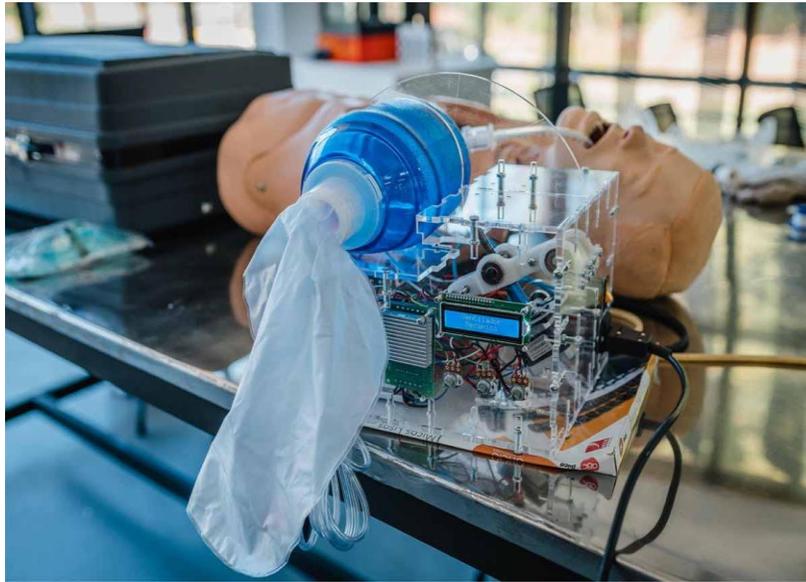


Figura 8.- Prototipo ventilación mecánica UACH

Fuente: (Universidad de Chile, s. f.)

4.3.Marco Conceptual

A continuación, se presentan los principales aspectos teóricos, técnicos y operativos que se reconocen previo al momento de realizar el prototipo de AMBU motorizado, pues en este particular se sugiere este equipo motorizado mediante la utilización de elementos automotrices. De manera que, es preciso entender cómo funciona este tipo de herramienta médica, en qué consiste la ventilación mecánica y cuáles son los elementos automotrices que se incorporan en la creación de este tipo de equipos.

4.3.1. Ventilación Mecánica

La ventilación mecánica se reconoce como un procedimiento médico que se realiza para dar asistencia respiratoria a pacientes que tienen comprometidos este sistema

especialmente en situaciones de emergencias o cirugías, como se muestra en la Figura 9. Desde el punto de vista clínico es entendida como una alternativa terapéutica que comprime los mecanismos fisiopatológicos de la función respiratoria, es decir, constituye un soporte vital para los pacientes cuya insuficiencia respiratoria compromete el funcionamiento de los demás sistemas vitales (Gutiérrez Muñoz, 2011).

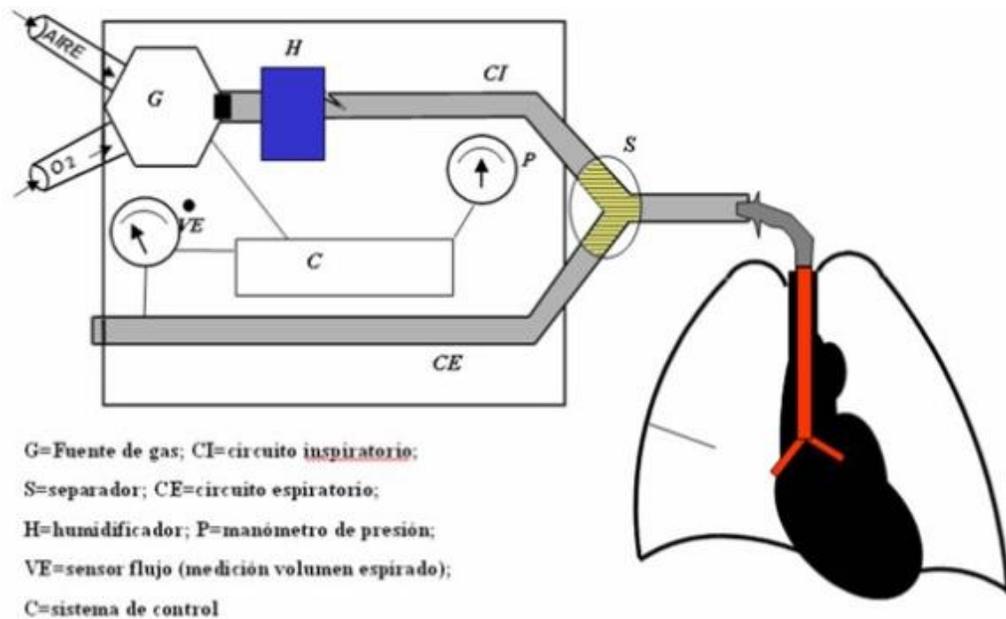


Figura 9.- Sistema de ventilación mecánica

Fuente: (Desadaptación, s. f.)

En este contexto, ésta se encarga de suministrar a través de una máquina, la ventilación y oxigenación que el paciente necesita, de manera que se genere un intercambio gaseoso del trabajo respiratorio en pacientes con este tipo de problemas mediante la generación de una presión entre dos puntos específicos, la boca y la vía aérea-alvéolo.

Es importante indicar que la ventilación mecánica varía entre pacientes pediátricos, adultos y adultos mayores debido a las diferentes características de cada uno en cuanto al peso, la talla, el tamaño de la caja torácica, las características del pulmón y la patología que demanda este procedimiento, en este sentido los parámetros y volúmenes variarán entre unos y otros (Galaz, 2020).

Entre los objetivos fundamentales de esta asistencia mecánica de respiración destaca el mantener el intercambio gaseoso de manera que se reduzca el esfuerzo que hace el paciente en caso de respirar en estas condiciones en virtud de reducir el consumo de oxígeno de los tejidos (López & Carrillo, 2008). No obstante, la literatura indica que la ventilación mecánica tiene objetivos fisiológicos y clínicos como se detalla en la Tabla 2.

Tabla 2.- Objetivos de la Ventilación Mecánica

Objetivos Fisiológicos	Objetivos Clínicos
<p>Dar soporte o regular el intercambio gaseoso pulmonar (Ventilación alveolar y oxigenación arterial).</p> <p>Aumentar el volumen pulmonar (Suspiro al final de la inspiración y capacidad residual funcional)</p> <p>Reducir o manipular el trabajo respiratorio (reposar los músculos respiratorios).</p>	<p>Revertir la hipoxemia</p> <p>Revertir la acidosis respiratoria aguda</p> <p>Mejorar el distrés respiratorio</p> <p>Prevenir las atelectasias.</p> <p>Revertir fatiga muscular respiratoria.</p> <p>Permitir Sedación o bloqueo neuromuscular</p> <p>Disminuir consumo de oxígeno sistémico.</p> <p>Disminuir presión intracraneana.</p> <p>Estabilizar la pared torácica.</p>

Fuente: (Gutiérrez Muñoz, 2011)

Elaborado por: Los Autores.

4.3.1.1. Generación y Control de Flujo de Aire

Al construir un ventilador mecánico es preciso considerar cada uno de los aspectos que de generación y control del flujo de aire que permitan el desplazamiento del aire contenido en la cámara de la bolsa lo que ocasiona la deformación uniforme y constante de la bolsa en

virtud de llevar el aire al paciente. En este caso, el volumen de aire entregado se controla en la medida en que se regule el ángulo de desplazamiento de luna leva que realiza la entrada y posterior salida del aire, pues a mayor ángulo de giro se obtiene mayor volumen de aire desplazado desde la cámara y por lo tanto mayor deformación de la bolsa (Gutiérrez, 2011).

Es importante entender que existe una acción controlada en el flujo de aire debido a que los índices de flujo inspiratorio que son muy rápidos, empeoran la distribución ventilatoria en determinados pacientes, de manera que es fundamental que el ventilador esté por encima del promedio de demanda de flujo de aire del paciente al momento de la inspiración para que éste realmente cumpla su función, pues de lo contrario un flujo de aire por debajo de lo que el paciente requiere, significa un esfuerzo por parte del paciente que produce un mayor trabajo respiratorio e incide en la expansión del tórax (Ronco et al., 2020).

4.3.1.2. Tipos de Ventilación Mecánica

Existen diferentes modos de ventilación que se refieren a la manera en que se relaciona la actividad ventilatoria del paciente con el mecanismo de sostén elegido de manera que se advierten inicialmente tres categorías básicas que son:

1. Ventilación mecánica controlada por volumen (CMV)
2. Ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV)
3. Ventilación asistida controlada (AC)
4. Ventilación controlada por presión (PCV)
5. Ventilación presión de soporte (PSV)

Depende de la manera en que el ventilador incide en la actividad, es decir, si el respirador hace todo el trabajo o si sólo la complementa (Illera & Gómez, 2006).

El proceso de selección del tipo de ventilación que se utiliza, dependerá de múltiples factores, pues su elección no es sencilla, especialmente en pacientes adultos mayores debido a que su estado de salud generalmente es más vulnerable que el de otros pacientes. De manera que no existen parámetros específicos generales que indiquen el uso de determinadas

modalidades de ventilación; no obstante, los criterios de selección responden a las características que cada una de estas modalidades presenten frente a pacientes en determinadas (Alvarez et al., 2015).

- **Ventilación mecánica controlada por volumen (CMV)**

Este tipo de ventilación controla cada una de las respiraciones que de esta manera brinda un volumen tidal y frecuencia respiratoria predeterminados, como se muestra en la Figura 10, que presenta las respiraciones del paciente en forma de ondas, y mientras mayor es la presión de respiración mayor es el pico de la onda; en este caso no permite el estímulo inicial del paciente, por tanto, su uso se reserva a aquellos casos en que el paciente no tiene esfuerzo inspiratorio espontáneo por ejemplo al estar inconscientes. En este caso, el volumen será suministrado a un flujo constante durante el momento de la inspiración porque ese tiempo es fijo de manera que su presión pueda ser capaz de advertir cualquier cambio en la mecánica pulmonar (Sinha, 2019).

En este contexto, la ventilación controlada por volumen posee entre sus ventajas que proporciona soporte ventilatorio total de manera que controla el volumen minuto y determina la presión parcial de dióxido de carbono en la sangre arterial y con ello el patrón ventilatorio. No obstante, su uso también genera desventajas como la asincronía con el ventilador debido a que este se mantiene constante sin variar en función de las necesidades, por tanto, genera una presión pico variable al tiempo que compromete el sistema cardiovascular.

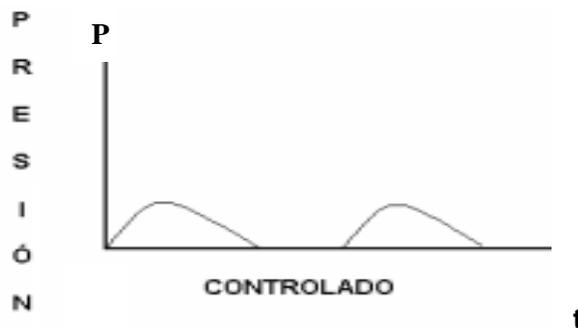


Figura 10.- Representación esquemática de CMV

Fuente: (Illera & Gómez, 2006)

- **Ventilación asistida controlada (AC)**

En relación a la ventilación asistida controlada se trata de aquella en que las respiraciones son programadas en volumen tidal, flujo pico, forma de onda y frecuencia respiratoria base, como se muestra en la Figura 11. En esta Figura se muestra la forma de onda habitual de la respiración asistida, en donde los bajos representan la falta de inspiración y requiere la asistencia para poder llegar a una respiración normal. Una de las características de este tipo de ventilación es que se realiza a minuto con un mínimo seguro que garantiza además el volumen preciso de cada respiración lo que genera una mayor sincronía con la respiración del paciente que manda su propia frecuencia (S. Martínez, 2019). Como desventaja, la ventilación asistida-controlada presenta riesgo de alcalosis respiratoria de elevarse su frecuencia espontánea, así como presión alta en las vías aéreas altas.

Es importante considerar que en este tipo de ventilación el esfuerzo del paciente es elevado puesto que no se programa ni el flujo ni la sensibilidad de forma correcta, lo que resulta intolerante dado que el paciente no tiene ningún tipo de sedación que origina una atrofia muscular respiratoria de usarse este mecanismo prolongadamente (Sweet & Foley, 2019).

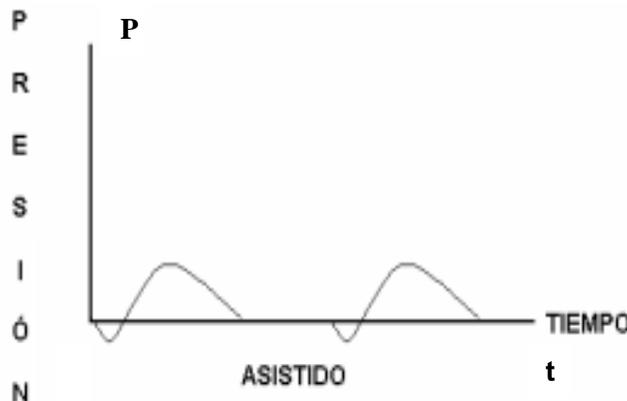


Figura 11.- Representación esquemática de AC

Fuente: (Illera & Gómez, 2006)

Cabe mencionar que, si el ventilador no detecta ninguna actividad del paciente, administrará todas las respiraciones a intervalos regulares. En todos los casos, la máquina proporciona un volumen tidal o una presión espiratoria preestablecidos durante cada ventilación, tal como se indica en la Figura 12.

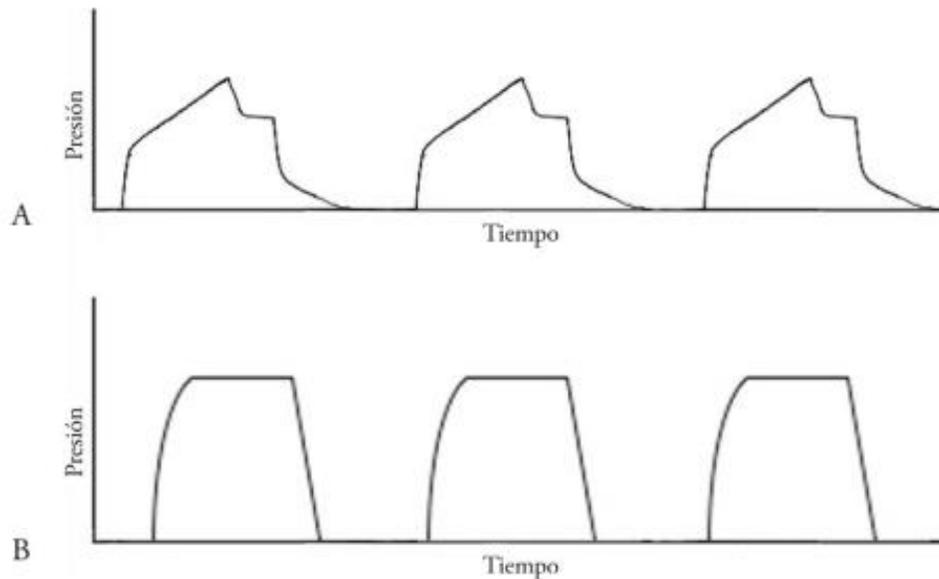


Figura 12.- A) Ventilación mecánica controlada por volumen. B) controlada por presión.

Fuente:(Ramos Gómez & Benito Vales, 2012)

- **Ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV)**

Este es un tipo de ventilación que responde al esfuerzo del paciente quien determina el volumen tidal y la frecuencia de la respiración espontánea, con una frecuencia respiratoria base, como se muestra en la Figura 13. En donde se presenta una sincronización de la ventilación dependiente del grado de inspiración del paciente. El objetivo principal de la ventilación mandatoria intermitente sincronizada es coordinar las respiraciones entre la máquina-paciente de manera que ésta se ajuste de acuerdo al ciclo del paciente quien marca el ritmo de la siguiente ventilación mandatoria (Rifá & Olive, 2012).

Entre las ventajas que representa este tipo de ventilación es que contribuye significativamente con el trabajo respiratorio del paciente y evita la atrofia muscular respiratoria porque reduce la alcalosis asociada a la AC, además es objeto de presión; no obstante, el uso excesivo de esta ventilación genera hipercapnia, fatiga y taquipnea (Ronco et al., 2020).

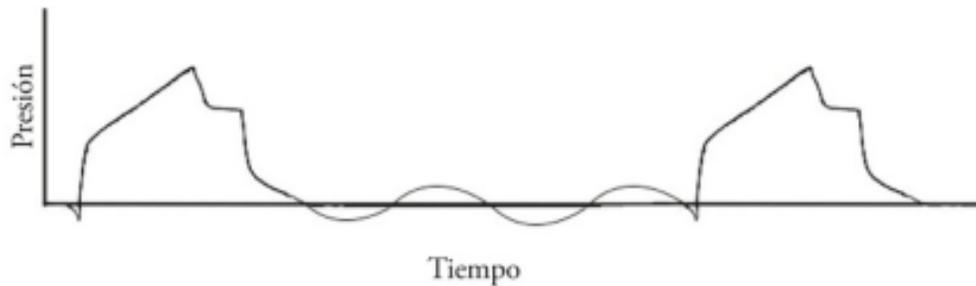


Figura 13.- Representación esquemática de SIMV

Fuente: (Ramos Gómez & Benito Vales, 2012)

- **Ventilación controlada por presión (PCV)**

En esta modalidad el médico se encarga de programar no sólo el tiempo inspiratorio en relación a la frecuencia y el esfuerzo, consiste en la aplicación de una presión inspiratoria donde el flujo es variable y disminuye a medida que se alcanza la presión pico, como se muestra en la Figura 14. En esta gráfica se representa la onda habitual del comportamiento de la ventilación controlada por presión, en donde se requiere de los picos se establece el flujo entregado, esto varía de acuerdo a la demanda del paciente (R. Martínez et al., 2013)

En la ventilación programada por presión el ventilador produce el flujo requerido por el paciente para alcanzar el nivel de presión programada que es mantenido durante el tiempo que ha sido programado. En este caso, al disminuir la distensibilidad pulmonar se alcanza más rápidamente la presión inspiratoria y con ello el volumen corriente y la ventilación minuto disminuyen (Fonseca-Ruiz, 2017).

Entre las ventajas de este tipo de ventilación destaca la capacidad que tiene para reducir el riesgo de barotrauma porque limita la presión pico, y mejora la distribución de

gases en los alvéolos. No obstante, tras incrementos en el tiempo inspiratorio el paciente requiere sedación.

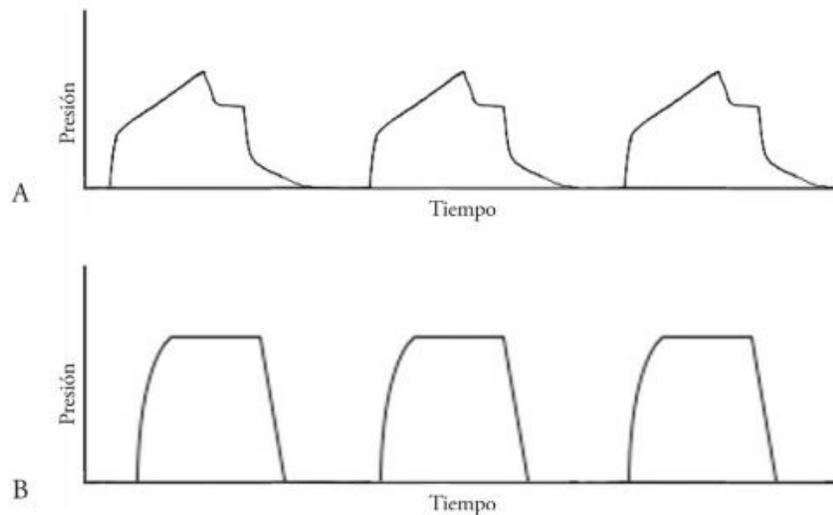


Figura 14.- Representación esquemática de PCV A) por volumen y B) por presión

Fuente: (Illera & Gómez, 2006)

- **Ventilación presión de soporte (PSV)**

La ventilación presión de soporte se realiza a través de una presión positiva programada que se aplica a un esfuerzo inspiratorio espontáneo en el que se incrementa la presión pleural para obtener una presión transpleural conductora de la inspiración en que el flujo entregado disminuye progresivamente, lo cual es inherente a la ventilación por presión (SATI, 2020).

Para aplicar PSV es necesario que el estímulo respiratorio del paciente no se encuentre alterado de manera que se pueda cumplir con el nivel de presión programado, el paciente es quien determine, controle la duración y profundidad del ciclo inspiratorio que son variables, como se presenta en la Figura 15, en donde se muestra las ondas usuales del PSV, en donde apenas se nota una baja en la inspiración del paciente se realiza la respiración asistida instantánea, pero resultan ser la alternativa más efectiva para atender a pacientes con patrones respiratorios graves ya que es un soporte de respuesta inmediata.

Entre los objetivos que persigue esta modalidad de ventilación destaca: superar el trabajo de respirar al mover el flujo inspiratorio a través de una vía aérea artificial y el circuito respiratorio; mejorar la sincronía paciente / ventilador e incrementar el volumen tidal espontáneo. Sin embargo, las condiciones del paciente son determinantes para su uso debido a que generaría fatiga por lo que demanda altos niveles de atención por parte del especialista.

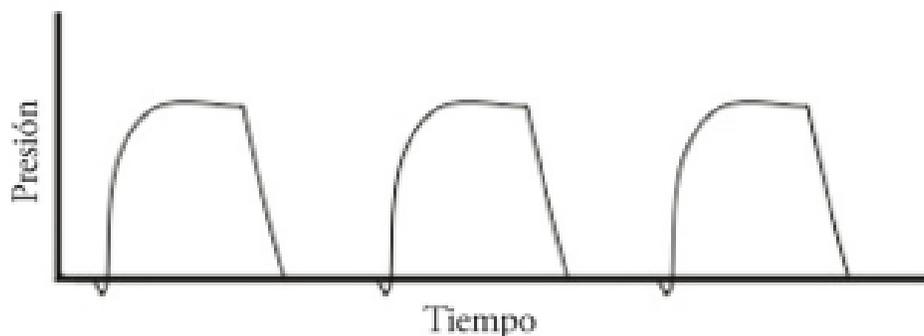


Figura 15.- Representación esquemática de PSV

Fuente: (Ramos Gómez & Benito Vales, 2012)

4.3.2. Parámetros de Ventilación Inicial Estándar

Según (Ramos Gómez & Benito Vales, 2012), establece ciertos parámetros básicos de un respirador mecánica, los cuales van a variar de acuerdo a las necesidades de cada paciente. Se detalla a continuación en la Tabla 3:

Tabla 3.- Resumen de los parámetros básicos de ventilación mecánica.

Parámetro ventilatorio	Valor inicial
Modalidad ventilatoria	Asistida controlada por volumen
Sensibilidad	Trigger por presión: 0.5 – 2 cm H ₂ O Trigger por flujo: 1 -3 l/min
Volumen minuto (l/min)	7 – 10

Volumen circundante o tidal (ml/kg)	4 – 10
Presión inspiratoria en VCP (cm H ₂ O)	10 -15 para presión máxima <30 cm H ₂ O
Frecuencia respiratoria (resp/min)	8 – 25
Flujo inspiratorio (l/min)	40 – 80
Patrón de flujo	Constante o decelerado
Tiempo inspiratorio (s)	0.8 – 1
Pausa inspiratoria (s)	0.5 – 2
F _I O ₂ (fracción inspirada de oxígeno)	0.21 (21%) - 1.0 (100%)
PEEP (presión positiva al final de la espiración) (cm H ₂ O)	5 – 8 con incrementos de 3 a 5 cm H ₂ O según las necesidades

Fuente:(Ramos Gómez & Benito Vales, 2012)

4.3.3. Ventilación Artificial Manual

Se trata de un apoyo respiratorio que se brinda durante un tiempo limitado generalmente corto durante una asistencia de emergencia que busca una reanimación cardiopulmonar a través de insuflaciones realizadas cada 30 compresiones torácicas mediante el uso del ambú, como se muestra en la Figura 16. También, es un procedimiento que se realiza previo a aspirar determinadas secreciones con el objetivo de ventilar y oxigenar al paciente que se encuentra en estado crítico y forma parte de los métodos que junto a la respiración boca a boca y el ventilador mecánico constituyen lo que se reconocen como métodos de presión positiva intermitente (Arribas & Colmenarejo, 2021).



Figura 16.- Respirador manual AMBU

Fuente: (Arribas & Colmenarejo, 2021)

Este tipo de ventilación artificial se practica mediante la utilización del balón reconocido como ambú que se conecta al paciente a través de sistemas no invasivos como la mascarilla facial o sistemas invasivos como el tubo endotraqueal. En el caso no invasivo, exige mayor nivel de entrenamiento por parte del especialista debido a que exige habilidades que mantiene la mascarilla en el sitio indicado al tiempo que realiza las respectivas insuflaciones. En relación a la presión positiva, se alcanza a través de la compresión del aire que contiene el ambú que permite el flujo de aire desde el balón al paciente sin que se llene con el aire que es espirado (Guillamás et al., 2017)

4.3.4. Nuevos métodos de ventilación Asistida

Según el autor (Suarez-Sipmann, 2014), existen nuevos métodos de ventilación asistida que debido a las características que presentan, en la Figura 17, se demuestra la agrupación de los nuevos métodos de ventilación:

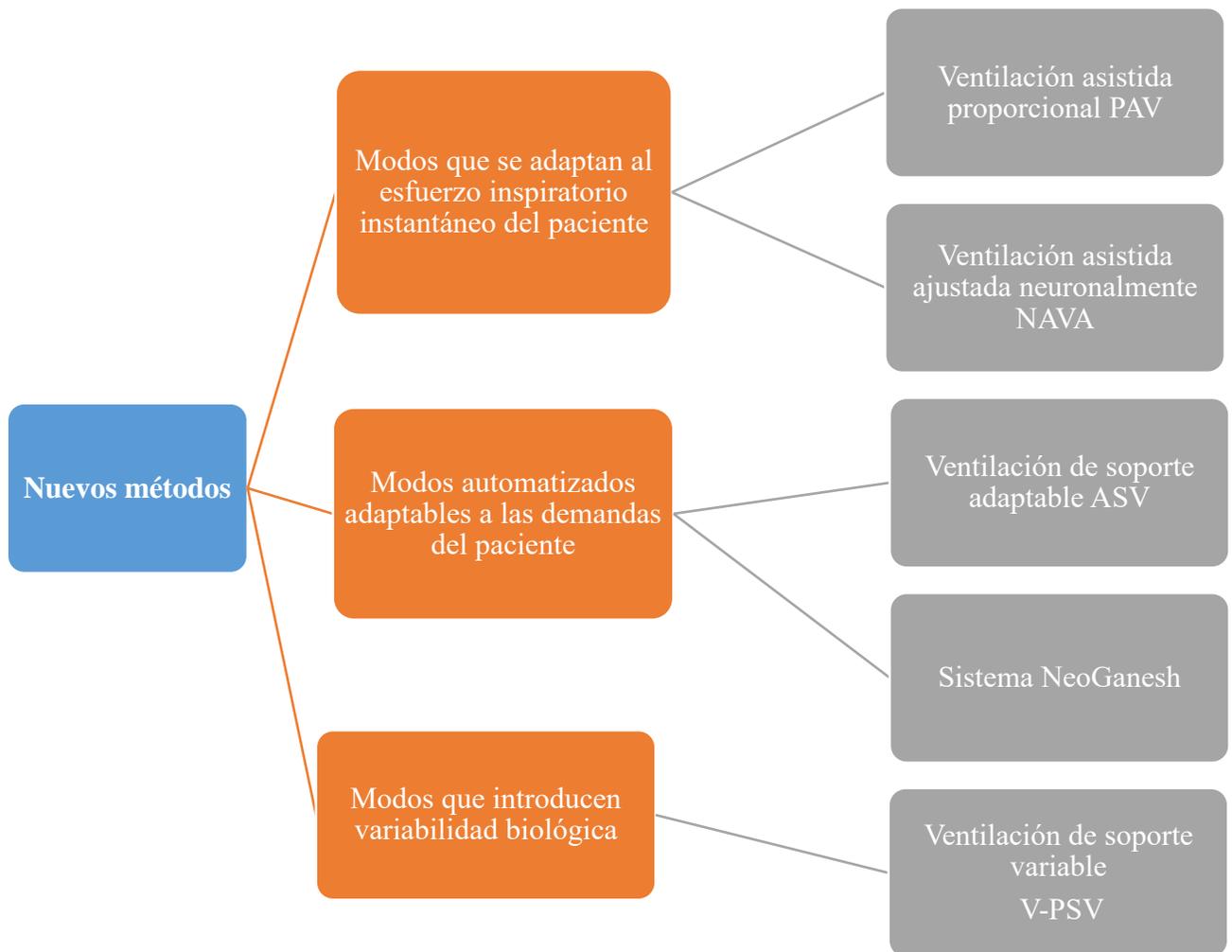


Figura 17.- Nuevos métodos de ventilación asistida

Fuente: (Suarez-Sipmann, 2014)

- **Ventilación asistida proporcional (PAV)**

La PAV es una modalidad de ventilación asistida sincrónica, la cual, el ventilador brinda una presión de soporte proporcional al esfuerzo inmediato del paciente.

El ventilador detecta el esfuerzo respiratorio del paciente. Se logra medir con precisión el flujo y el volumen que sale del ventilador para el paciente. Estos son función de la disminución de la presión alveolar respiratoria que produce el paciente a través de la contractura muscular. El flujo y el volumen se incrementan mediante controles de ganancia ajustables y la suma de dichos controles forman una señal de control que genera una respuesta

de presión del ventilador. Dicho ventilador responde con una entrega de flujo rápido en respuesta a esta señal de comando (Suarez-Sipmann, 2014).

En la Figura 18 se detalla el esquema del sistema PAV, se observa que las curvas de flujo-tiempo y presión-tiempo muestran que el patrón de presurización es gradual, de modo que alcanza el valor máximo al final de la inspiración donde permite la proporcional en todo momento.

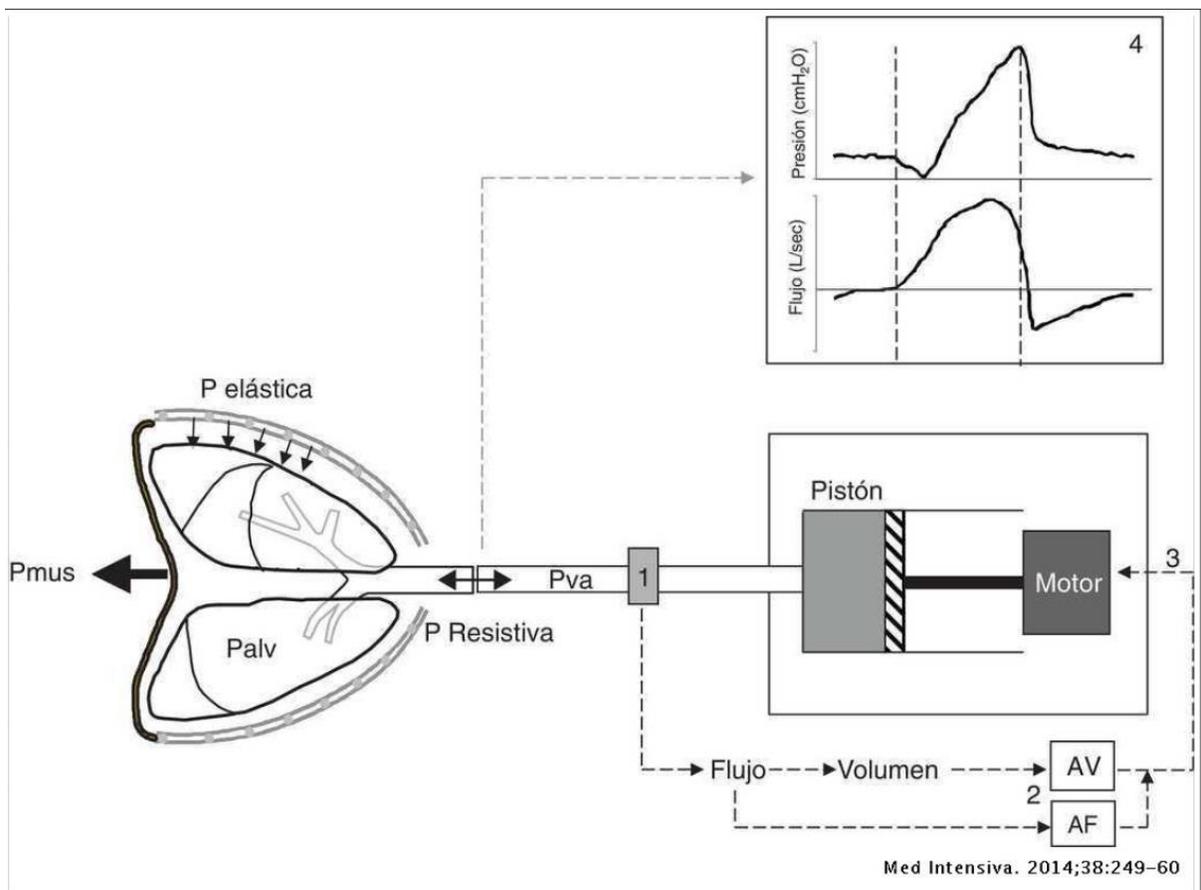


Figura 18.- Esquema del sistema PAV

Fuente: (Suarez-Sipmann, 2014)

- **Ventilación asistida ajustada neuronalmente (NAVA)**

El ciclado inspiratorio se establece al detectar el EAdi por encima del nivel espiratorio con un umbral de sensibilidad definido por el usuario. El ciclo espiratorio ocurre a pesar de que el EAdi cae al 70% del valor inspiratorio pico. Además, ajusta la duración de los tiempos

inspiratorios y espiratorios mecánicos a los tiempos neurales del paciente (Suarez-Sipmann, 2014).

En la Figura 19, se detalla la señal EAdi y las curvas respiratorias que son características de la ventilación NAVA. Las curvas de presión, flujo y EAdi muestran la sincronía inspiratoria y el ciclado espiratorio que se produce al iniciar el tiempo neutral del paciente.

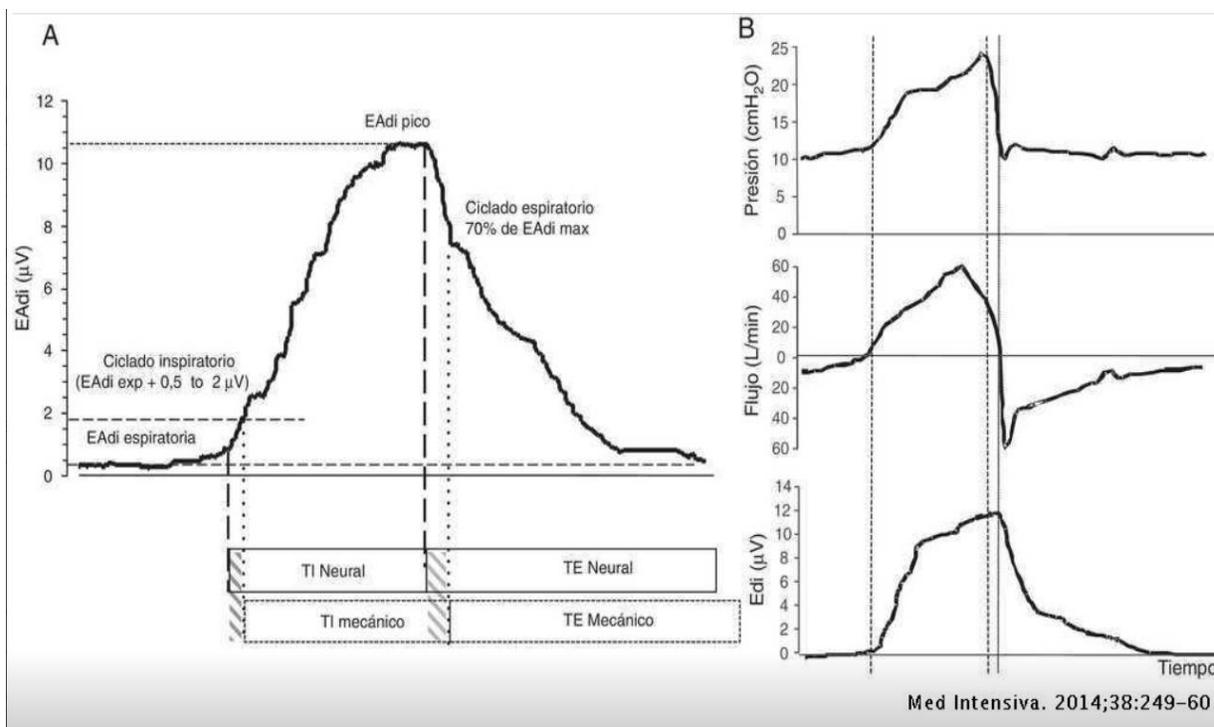


Figura 19.- Señal EAdi y curvas respiratorias durante la ventilación NAVA.

Fuente: (Suarez-Sipmann, 2014)

- **Ventilación de soporte adaptable (ASV)**

Este método está basado en el principio fisiológico descrito por Otis y Mead, el cual determina que, para un nivel dado de ventilación alveolar, existe una frecuencia respiratoria óptima que da como resultado la menor respiración. Para obtener una ventilación alveolar uniforme, se requiere un Vt más alto a frecuencias muy bajas, lo que aumente el trabajo del sistema respiratorio para vencer la carga elástica (Suarez-Sipmann, 2014).

- **Sistema NeoGanesh**

Utiliza el algoritmo de control de reglas de actuación basadas en el razonamiento clínico que intenta reproducir los ajustes en PSV.

Según (Suarez-Sipmann, 2014), este sistema actúa de la siguiente manera:

1. Disminuye el nivel de PSV
2. Aumenta la asistencia en caso de asistencia insuficiente

- **Presión de Soporte Variable (V-PSV)**

Se basa en la aplicación recursiva de un conjunto de 600 valores de presión generados aleatoriamente. Siguen una distribución normal con la media y la desviación estándar ajustadas para obtener el grado de variabilidad deseado (medido por el coeficiente de variación; normalmente de 1 ± 0.3 para obtener una variabilidad del 30%). Los estudios experimentales demuestran consistentemente efectos fisiológicos beneficiosos, como un mejor intercambio de gases y mecánica respiratoria (Suarez-Sipmann, 2014).

4.3.5. Curvas de Función Respiratoria

Según (Pérez & Mancebo, 2006), la curva de función respiratoria es una representación gráfica de los cambios que presenta una determinada variable fisiológica durante un ciclo respiratorio. Estos cambios se expresan en el tiempo o de una variable a otra. Es útil para:

- Análisis fisiopatológico de un determinado proceso
- Mejorar el funcionamiento del ventilador de una forma más directa
- Evaluar la respuesta para un tratamiento o cambios en el funcionamiento del ventilador.

4.3.5.1. Curvas de flujo – tiempo

Las curvas de flujo- tiempo determinan el comportamiento la entrada del aire y salida en un tiempo determinado. El caudal se representa en los ejes de ordenadas y el tiempo en el eje de abscisas. Las curvas de flujo son diferentes en el modo de ciclo de volumen (flujo

constante) de las cicladas a presión (flujo decreciente). Esta diferencia se limita a la parte respiratoria de la curva, ya que la espiración, siempre pasiva, depende de las características mecánicas del sistema respiratorio del paciente. En las modalidades de ciclo del volumen, la curva flujo/ tiempo tiene cortes detallados en las Figuras 20 y 21.

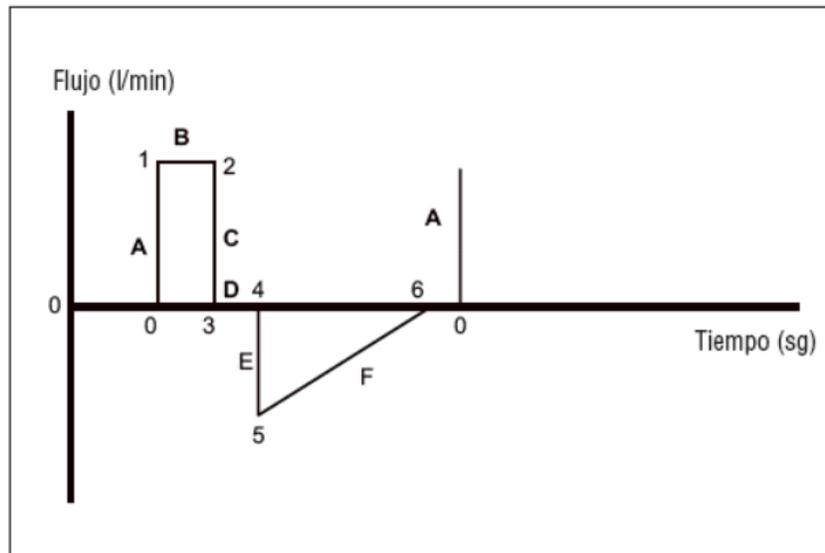


Figura 20.- Curva de flujo/tiempo con volumen controlado

Fuente:(Pérez & Mancebo, 2006)

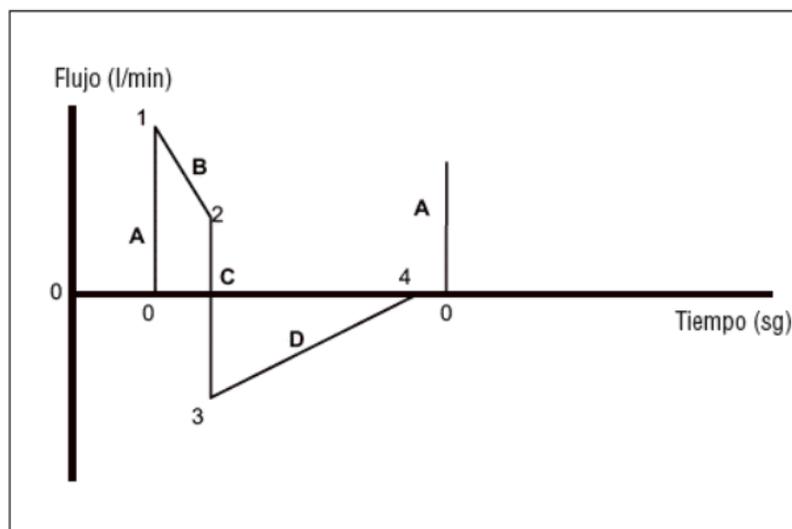


Figura 21.- Curvas de flujo/tiempo controladas por presión

Fuente:(Pérez & Mancebo, 2006)

Al interpretar la curva de la Figura 22, durante la inspiración el aire entra a la misma velocidad, y durante la espiración el gas sale a gran velocidad y posterior sale cada vez más lento hasta llegar a una velocidad cero. El área bajo la curva corresponde al volumen corriente movilizado (Ministerio de Salud de Chile, 2020).

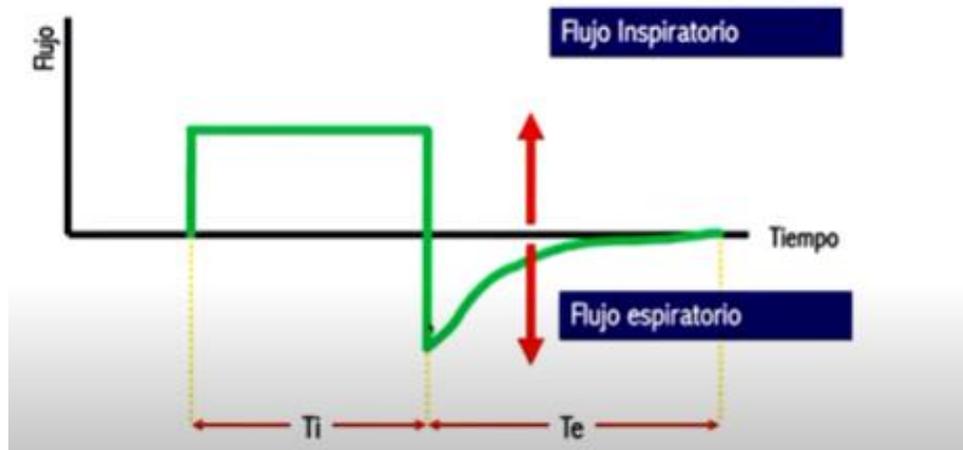


Figura 22.- Interpretación de la curva flujo-tiempo.

Fuente: (Ministerio de Salud de Chile, 2020)

En la ventilación controlada, la importancia del flujo establece un tiempo de inspiración específico. El flujo rápido acorta el tiempo inspiratorio, aumenta la presión máxima en las vías respiratorias y dificulta la distribución del gas inspirado. Por otro lado, los flujos lentos reducen el pico de presión, mejoran la distribución de la ventilación y aumentan la presión media de las vías respiratorias a costa de prolongar el tiempo de inspiración, pero provocan el deterioro de la función cardiovascular y la retención de aire y reducen el tiempo de espiración.

Durante el inicio de la ventilación mecánica se asegura un tiempo inspiratoria de flujo de 1 segundo (0.8 – 1.2 s), esto equivale a un flujo máximo de (40 – 80 l/min) (Ramos Gómez & Benito Vales, 2012).

Según (Capdevielle L., 2019), estas curvas de flujo-tiempo ayuda para:

1. Distinguir el modo de ventilación o el tipo de respiración.
2. Detectar la obtención de aire.

3. Valorar la respuesta al tratamiento.

4.3.5.2. Curvas de flujo – volumen

Indican cambios que ocurren en el flujo de las vías respiratorias relacionadas con cambios en el volumen pulmonar durante el ciclo de respiración. El caudal se expresa en coordenadas y el volumen en presión. La Figura 23 detalla la curva que es un bucle que se abre con la inspiración y finaliza con la espiración, por lo que la representación gráfica es ciclo por ciclo, aunque algunos ventiladores almacenan ciclos seleccionados en la memoria para su análisis posterior (Pérez & Mancebo, 2006).

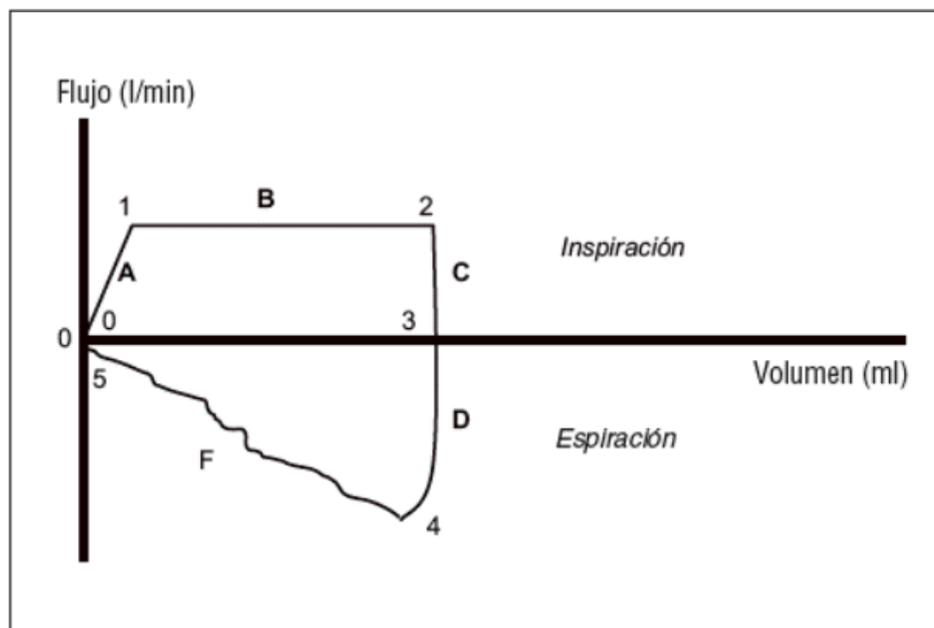


Figura 23.- Curvas de flujo/volumen.

Fuente:(Pérez & Mancebo, 2006)

Estas curvas son útiles para:

1. Observar limitaciones al flujo espiratorio.
2. Sugerir la posibilidad de retención aérea.
3. Detectar la presencia de fugas
4. Presencia de secreciones en la vía aérea o agua de las tubuladuras.
5. Ajustar el respirador al paciente

4.3.5.3. Curvas de presión – tiempo

Representan el cambio en la presión de las vías respiratorias medido en el circuito del ventilador durante el ciclo respiratorio. Se ve representada en coordenadas y el tiempo en presión. La morfología de dicha curva es diferente en los modos cíclicos de volumen en comparación con los de presión.

La Figura 24 muestra cada parte de la curva, en donde el punto 1 es la presión inspiratoria pico, el punto 2 detalla la presión pico o final de la pausa inspiratoria y el punto 3, también conocido como punto 0, que describe el nivel de presión espiratoria en el final de la espiración (PEEP).

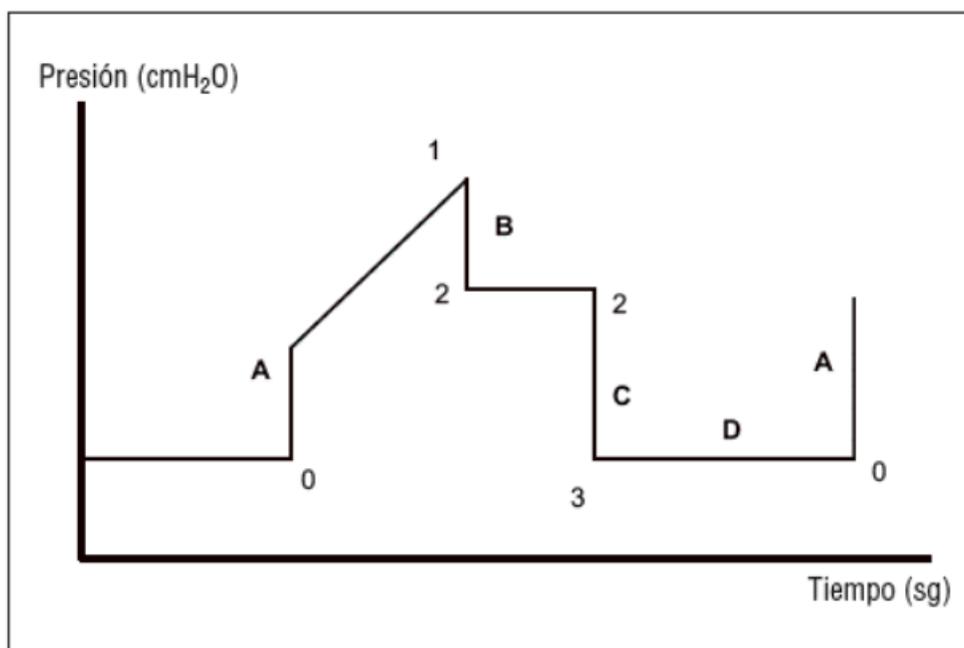


Figura 24.- Curva de presión-tiempo controlada por volumen.

Fuente:(Pérez & Mancebo, 2006)

La Figura 25 de detalla los ciclos por presión con un flujo inspiratorio decreciente, en donde se observa los mismos tramos, pero la presión pico es igual a la presión meseta.

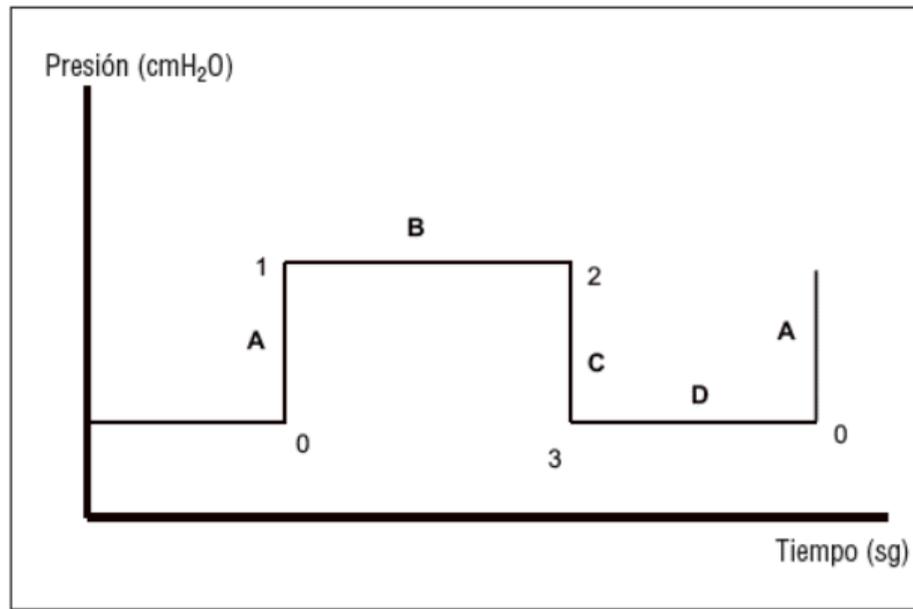


Figura 25.- Curvas de presión/tiempo controladas por presión.

Fuente:(Pérez & Mancebo, 2006)

Las curvas de presión tiempo son necesarias para:

1. Distinguir la resistencia aumentada de la vía aérea.
2. Detectar la presión de fugas
3. Intuir la presencia de auto-PEEP

4.3.5.4. Curvas volumen – presión

Los cambios en el volumen pulmonar se representan según los cambios en la presión durante un ciclo respiratorio. El volumen se expresa en coordenadas y la presión en las abscisas. Se crea un bucle que se abre al inhalar y se cierra al final de la exhalación. Se representa en ciclos y al igual que las curvas anteriores, los nuevos memorizan las curvas para su análisis (Pérez & Mancebo, 2006).

La Figura 26, se diferencia en los modos cíclicos de presión de los modos cíclicos de volumen en lo que corresponde al brazo de inspiración, ya que el tiempo de espiración es pasivo. Es importante en el estudio de puntos de inflexión inferiores y superiores, lo que indica aspectos preocupantes para el tratamiento.

Dichas curvas de volumen/presión son necesarias para:

1. Suponer la presencia de sobredistensión (aumento) en modalidades de ciclado volumétrico.
2. Aplicar la PEEP óptima.
3. Observar si existe secreciones en la vía aérea.

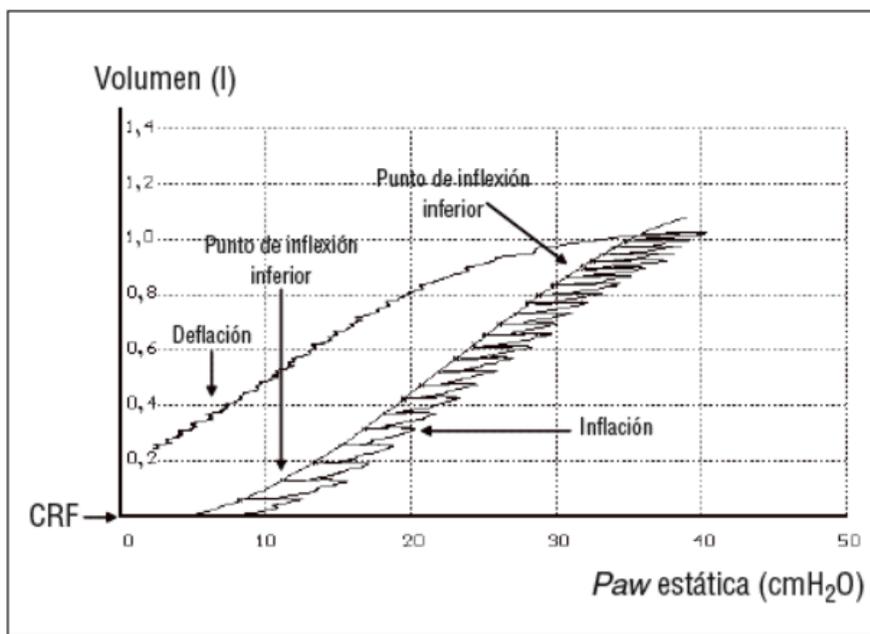


Figura 26.- Curva presión/volumen.

Fuente:(Pérez & Mancebo, 2006)

4.3.6. Tipos de arquitecturas de ventiladores

En los procesos de ventilación asistida ya sea mecánica o manual, se precisa de un equipo especial que permita brindar tal asistencia. En el caso del ventilador mecánico es un equipo diseñado específicamente para realizar el procedimiento de soporte respiratorio que permite al paciente ser ayudado en sus respiraciones se presenta algún tipo de insuficiencia que le impide respirar por sí mismo. También reconocido como respirador, el ventilador está compuesto por un conjunto de elementos que llevan a cabo cualquiera de las modalidades de ventilación asistida o controlada de acuerdo a las características de cada paciente y sus requerimientos clínicos según cada caso. Desde el punto de vista técnico, el ventilador mecánico proporciona el flujo de gases (aire y oxígeno) necesarios para que el paciente

respire y los aplica con una presión determinada por un tiempo y de una forma clínica específica (Nicolas, 2021).

Si bien existen ventiladores mecánicos configurados con alta tecnología, existen funciones básicas que tienen todos los VM como son: control de inicio, limitación (relacionada con la cantidad de flujo de aire que ingresa) y el ciclado (cuánto tiempo dura el ciclo respiratorio).

Según (Gutiérrez Muñoz, 2011), entre las principales características de este tipo de equipos destaca:

- Generalmente está conectado a un equipo computarizado que es programado para ser controlado por un terapeuta respiratorio, el personal de enfermería o un médico.
- Tiene sondas que se conectan a la persona a través de un tubo de respiración que se coloca en la boca del paciente.
- Produce diferentes sonidos de alarmas que indican al equipo de atención médica las diferentes exigencias clínicas del paciente conectado a esta

Las partes básicas que componen un ventilador mecánico son: el equipo (contiene las conexiones que alimentan los componentes eléctricos, gaseosos y medicinales); las tabuladoras (conectan la salida del gas con el filtro); el filtro (acondiciona el aire) y el sistema de conexión (conecta las vías respiratorias del paciente al filtro a través de sistemas invasivos como el tubo endotraqueal o no invasivos como la mascarilla), como se muestra en la Figura 27. No obstante, existe un equipo de ventilación asistida denominado AMBU que cumple las mismas funciones iniciales del respirador mecánico pero que se realiza de forma manual y cuyos componentes generalmente son más económicos y sustituibles (Figura 1), además se utiliza en períodos de tiempo más cortos, generalmente al inicio de una emergencia respiratoria o en los procedimientos de primeros auxilios.



Figura 27.- Componentes básicos del ventilador manual (AMBU)

Fuente: (M. Martínez et al., 2021)

En las Figuras 28 y 29, estos tipos de respiradores funcionan a través de un balón de reexpansión (ambú) que restringe el paso de aire espirado ya que sólo permite el flujo de aire desde el balón al paciente. Además, posee otra válvula que se cierra al comprimir dicho balón y obliga a que el aire pase al paciente; posterior a la compresión, la flexibilidad del ambú genera una presión negativa que permite la apertura de la válvula para que se realice el auto hinchado (Guillamás et al., 2017).

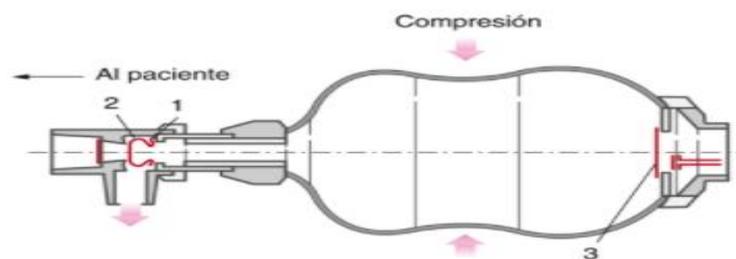


Figura 28.- Esquema de funcionamiento del ambú en fase de insuflación

Nota: 1-Apertura de la membrana de la válvula del paciente; 2- Fuelle de la válvula; 3- Válvula de entrada de gases.

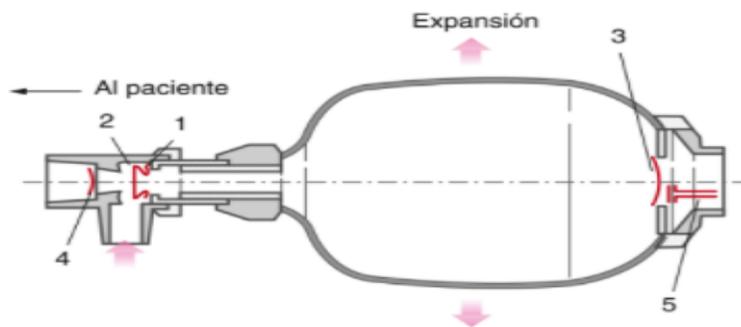


Figura 29.- Esquema de funcionamiento del ambú en fase de espiración

Fuente: (Guillamás et al., 2017)

Nota: 1-Apertura de la membrana de la válvula del paciente; 2- Fuelle de la válvula; 3- Válvula de entrada de gases; 4- Apertura de la membrana respiratoria; 5- Conector de la entrada de oxígeno.

4.4.Sistema neumático

En este tipo de sistemas se precisa de un acumulador de aire comprimido que proporciona al compresor y cuya finalidad es adaptar el flujo al consumo; por tanto, todo sistema neumático tiene una serie de elementos que lo caracterizan y que están presentes independientemente del tipo de equipo que utilice este sistema, entre los cuales se encuentran: los generadores de energía, el tratamiento de fluidos, los elementos de mando y control y los elementos actuadores (Fidalgo et al., 2016).

4.4.1.1.Elementos generadores de energía para sistema neumático

En cualquiera de los casos que se trabaje con un sistema neumático, se precisa que el fluido transmita energía, en este caso, es necesario un compresor que se accionen a través de un proceso bien sea eléctrico o de combustión interna.

4.4.1.2.Elementos de tratamiento de los fluidos

Al trabajar con aire es preciso que exista un tratamiento adecuado o bien para quitar el exceso de humedad o para filtrar y regular su presión, de manera que se eliminen las impurezas que perjudiquen su funcionamiento.

4.4.1.3. Elementos de mando y control de la distribución de aire

Son aquellos que conducen adecuadamente la energía de cada fluido a los elementos actuadores tales como las válvulas son de varios tipos de acuerdo a la función que cada una realiza, las cuales son: distribuidoras, de bloqueo, reguladoras de presión o reguladoras de flujo. En este contexto, las válvulas distribuidoras son aquellas que direccionan el aire comprimido a varias vías (Solé, 2010); en cuanto a las válvulas de bloqueo son aquellas capaces de detener el fluido en un sentido para liberarlo en el sentido opuesto (Cerdá, 2018).

Por su parte, las válvulas reguladoras de presión actúan sobre la presión del sistema para que esta sea constante, tienen una entrada y una salida que regulan la presión a través de un tornillo y un muelle que actúa sobre el sistema de cierre de manera que se permite la salida del fluido hasta que se reduce su presión al nivel preestablecido (Cerdá, 2018).

4.4.1.4. Elementos actuadores para transformar energía neumática en movimiento

Son los que transforman la energía del fluido en movimiento, es decir, cada uno de los elementos del sistema que resultan útiles. De acuerdo a la literatura, los actuadores se dividen en varios grupos, los neumáticos, los eléctricos, los electrónicos y los hidráulicos (Entrena, 2018). En el caso de los cilindros neumáticos son los elementos que transforman la energía neumática en un trabajo mecánico a partir de un movimiento rectilíneo adelante y atrás como se indica en la Figura 30.

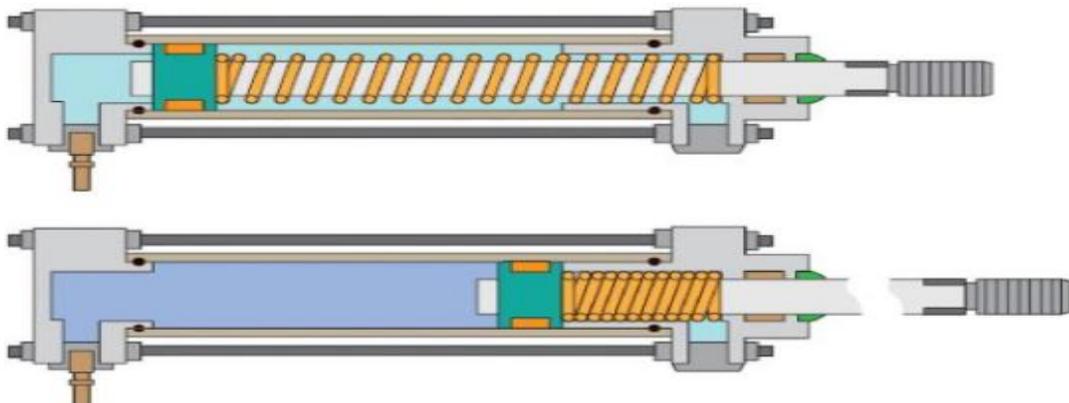


Figura 30.- Actuador Neumático Lineal

Fuente: Entrena, 2018.

4.4.2. Sistema Mecánico de Ventiladores

Al hacer referencia a los ventiladores, en el área de atención médica, se trata de un sistema que se relacionan entre sí con el objetivo de funcionar de una manera predeterminada de manera que se pueda modificar, transmitir y dirigir determinada energía que es aplicada. Existen diferentes energías de entrada que constituyen una de las características básicas de los ventiladores; en el caso de aquellos ventiladores manuales la energía es neumática. Y utiliza el gas comprimido para reducir la presión de entrada mediante válvulas internas que se regulan a un nivel adecuado para su funcionamiento (J. C. M. González et al., 2016).

4.4.2.1. Parámetros fundamentales de control y ventilación

Como se ha explicado anteriormente los parámetros principales de control son:

- La presión máxima
- La presión meseta
- Volumen tidal
- El volumen
- El volumen minuto

4.4.2.2. Pacientes que requieren un ventilador manual

El virus SARS-CoV-2 que causa COVID-19 destruye las células pulmonares. Por eso, los síntomas más comunes de esta enfermedad son tos seca, fiebre, neumonía o síndrome de distrés respiratorio. Esta última patología se produce a pesar de que el virus daña un gran porcentaje de los alvéolos de una persona—bolsas diminutas de aire donde se produce el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre los pulmones y el torrente sanguíneo— y provoca una inflamación que impide que la respiración natural sea suficiente para mantener la vida. Ahí es necesaria la ventilación mecánica, es decir, un respirador artificial (Pérez Canga, 2020).

Los pacientes con síntomas más leves (dentro de la gravedad) bastarán con mascarillas de respiración artificial no invasiva. Mientras, los pacientes de mayor gravedad tendrán que ser intubados y conectados a esas máquinas de respiración asistida, como se muestra en la Figura 31. El esquema más simple consiste en dos tubos y una válvula: un tubo para llenar los pulmones de aire, otro para vaciarlos y la válvula que los regula (Gonzales, 2020).

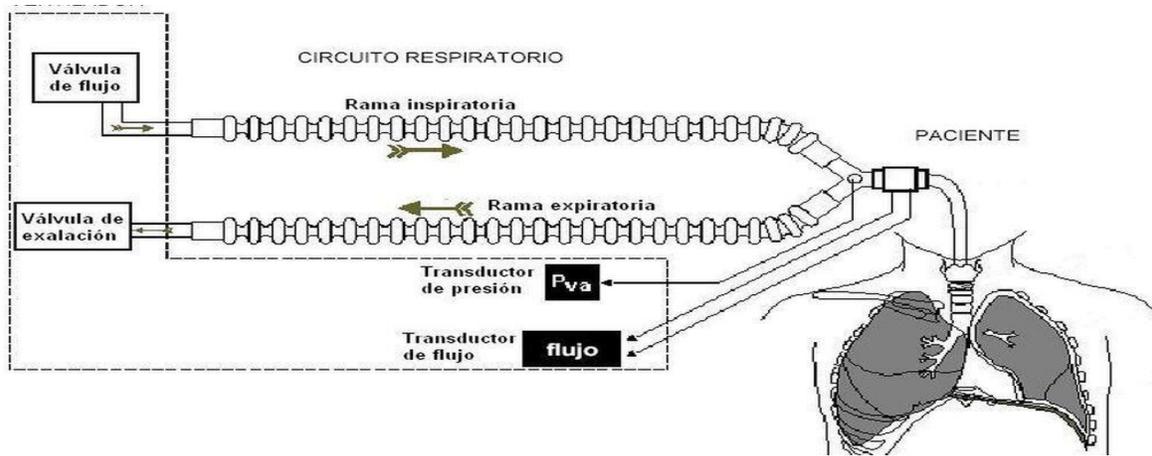


Figura 31.- Respiradores artificiales

Fuente: (Gonzales, 2020)

En las máquinas de turbina se regula el flujo y presión de aire para adaptarse a las necesidades del paciente. También se regula la mezcla de oxígeno-aire y la humedad, así como monitorizar intentos de respiración por parte del paciente. Los aparatos modernos cuentan con varias alarmas que avisarán al personal sanitario de pérdidas de presión, intentos de movimiento y fallos de todo tipo. Además, al ser máquinas vitales, posee sistemas duplicados para que, en caso de fallar el primero, el segundo tome su función inmediatamente (Gonzales, 2020).

4.4.2.3. Parámetros y Programación para un Ambú motorizado

Según (Esquinas Rodríguez, 2020), en general todos los ventiladores tienen los mismos componentes:

1. **Fuente de gas:** Mezcla el aire y el oxígeno y los comprime para crear una presión positiva. La mezcla de gases se hace en función de la fracción inspirada de oxígeno (FiO_2).
2. **Circuitos de conexión:** La tubuladura inspiratoria conduce el gas hasta el paciente y la tubuladura espiratoria recoge el gas espirado por el paciente. Los dos circuitos se unen en una pieza en Y que los conecta al tubo endotraqueal.
3. **Válvulas:** Generalmente situadas dentro del ventilador. Hay una válvula inspiratoria y otra espiratoria que impiden que se mezcle el gas insuflado y el espirado.
4. **Sistema de control:** Es el sistema electromecánico del ventilador que regula las características del ciclo respiratorio.
5. **Sistemas de alarma:** Sistemas de seguridad que alertan ante situaciones potencialmente peligrosas para el paciente. Incluyen sensores de presión o de volumen. Son dispositivos programables acústicos o luminosos.

4.5. Automatización de resucitador manual

El ventilador médico introduce y extrae el aire de los pulmones con el fin de suplir la ventilación pulmonar espontánea, como se muestra en la Figura 32. Los ventiladores actuales operan automáticamente, si bien en circunstancias en que no se dispone de ellos, es posible realizar la ventilación mediante una máscara o bolsa con válvula o mediante ventilación manual (Patel, 2020).



Figura 32.- Respiradores automáticos económicos para uso de emergencia

Fuente: (Respiradores, 2020)

Entre los principales elementos que se requieren para ensamblar un ambú se encuentran:

- Mezclador de aire y oxígeno.
- Reguladora de presión de precisión.
- Válvula reguladora de presión.
- Motor de pasos NEMA 17
- Manifold de inhalación
- Sensores de presión.
- Sensor de oxígeno
- Circuito paciente
- Sistema respiratorio del paciente
- Manifold de espiración
- Sensor de presión

- Electroválvula
- Filtro EPA
- Fuente de poder 12VDC
- Placa controladora
- Relés

4.5.1. Diseño y fabricación de prototipos de ventiladores mecánicos o manuales

Históricamente las elaboraciones de prototipos de equipos de ventilación asistida se han elaborado en virtud de mejorar los ya existentes o como una alternativa más accesible en relación a los costos. En ambos casos, se busca mejorar el proceso y contar con equipos de soporte en los momentos justos en que se requieran. En el contexto de diferentes epidemias, los ventiladores han sido un recurso indispensable especialmente en aquellas en que se ve comprometido el sistema respiratorio como es el caso del SARS.

En este orden de ideas, el diseño de construcción de este tipo de equipo inicia con un análisis general de los requerimientos que incluye la percepción de un grupo multidisciplinario como ingenieros, médicos, biotecnólogos, informáticos, etc., con la intención de reconocer las necesidades médicas reales que se requieren cubrir.

Posteriormente, se ensamblan cada una de las piezas diseñadas con precisión para realizar los ajustes necesarios que demuestren el movimiento esperado, así como las calibraciones del prototipo.

Una vez listo el prototipo se inician las respectivas pruebas que realizan un registro de las medidas respectivas, el comportamiento del equipo y las posibles fallas que son ajustadas posteriormente para que se apruebe y valide el equipo.

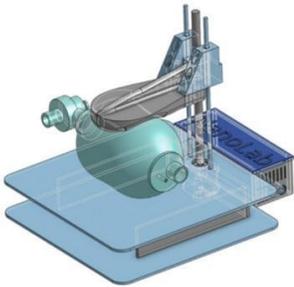
5. CAPÍTULO II DISEÑO Y SIMULACIÓN DE UN PROTOTIPO

5.1. Selección de alternativas para el diseño

Para la selección de la mejor alternativa primero se identifica cada una de las alternativas de diseño como se indica en la Tabla 4.

Luego serán descritos cada uno de los modelos presentados en la Tabla 4, para su posterior elección de la mejor opción.

Tabla 4.- Opciones de modelos de prototipos.

MODELOS DE PROTOTIPOS	IMAGEN
<p>Diseño 1: Ventilación de emergencia del MIT</p>	 <p>Fuente: (Arévalo, 2020).</p>
<p>Diseño 2: Respirador manual automatizado en la UFG (Universidad Franco Gavidia), el Salvador</p>	 <p>Fuente: (UFG, 2020).</p>

<p>Diseño 3: Respirador de Sring Hotels y Trend Robotics (España)</p>	 <p>Fuente: (Nexotur, 2020).</p>
<p>Diseño 4: Respirador Mecánico 2.0 (España)</p>	 <p>Fuente: (<i>Respiradores para Covid 19</i>, 2020)</p>
<p>Diseño 5: Open Source Ventilator</p>	 <p>Fuente: (Staff, 2020)</p>

Elaborado por: Los Autores.

- **Ventilación de emergencia del MIT**

Según (Arévalo, 2020), este respirador permite que los pacientes poco críticos sean atendidos por personal médico auxiliar. Este equipo, como se indica en la Figura 33, satisface la necesidad de ventilación mecánica en un bajo costo.

Posee ventajas tales como:

- Función de ventilación mínima segura basada en guías clínicas.
- Diseño de hardware de referencia para cumplir con los requisitos clínicos.
- Diseño electrónico y estrategias de control de referencia y conocimientos de apoyo.



Figura 33.- Ventilador de emergencia del MIT

Fuente: (Arévalo, 2020).

Además, posee ciertas características que el respirador funcione en óptimas condiciones, según las necesidades de cada paciente:

- Frecuencia respiratoria (RR respiraciones por minuto) entre 6 y 40
- Volumen corriente (TV) volumen de aire empujado al pulmón: entre 200 y 800ml según el peso de cada paciente.
- Relación I/E (tiempo inspiratorio/espriación): recomendable de 1:2 o en ciertos casos se ajusta de 1:1 o 1:4.

- La presión respiratoria se controla continuamente, se limita a 40 cm H₂O. Y la presión meseta se limita a 30 cm H₂O.

Características del diseño:

- Cualquier diseño asegura la bolsa y sujetarla y apretarla suavemente por ambos lados para reducir el riesgo de fatiga del material.
 - La pinza debe ser lisa y tener una forma que maximice la expulsión de aire sin dañar la bolsa. La bolsa se apoya con flexibilidad para permitir el movimiento durante la operación.
 - Funcionamiento a prueba de fallos: si la máquina falla, un médico puede apagar inmediatamente, abrir el dispositivo manualmente, retirar la bolsa y convertirlo en ensacado manual.
- **Respirador manual automatizado en la UFG (Universidad Franco Gavidia), el Salvador**

Según la (UFG, 2020), el objetivo de este respirador es la reducción de la fatiga del personal médico el cual brinda ayuda a un paciente por un tiempo prolongado.

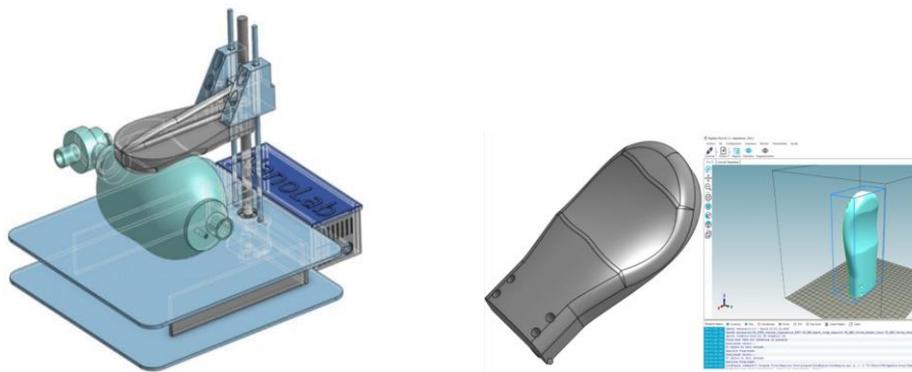


Figura 34.- Respirador manual de la UFG

Fuente: (UFG, 2020).

Entre las características de diseño de dicho respirador manual se menciona lo siguiente:

- La base del sistema es imitar una mano, como se indica en la Figura 34, que automáticamente presionara la bolsa de reanimación para administrar oxígeno al paciente.
- La placa Arduino impulsa un motor paso a paso conectado a un tornillo sin fin para mover un soporte curvo que simule a una mano.
- El sistema controla la repetición de la inyección de aire, así como la velocidad de compresión del ambú, lo que simula la respiración natural de una persona.

- **Respirador de Spring Hotels y Trend Robotics (España)**

Dicho respirador está diseñado mediante el uso de los respiradores de las piscinas de los hoteles, tal como se muestra en la Figura 35.



Figura 35.- Respirador de Spring Hotels y Trend Robotics

Fuente: (Nexotur, 2020).

Entre las características (Nexotur, 2020) menciona lo siguiente:

- Los ventiladores funcionan y sirven para brindar estabilidad y apoyo en una ambulancia, al dejar ventiladores más complejos para emergencias.
- El kit de oxigenoterapia de todos los hoteles incluye una bolsa de reanimación manual con un tanque de oxígeno y una botella de oxígeno que siempre está cargada y está

equipada con un medidor de flujo y un reductor de presión, que se utiliza para el ajuste del tubo mediante impresora 3D.

- **Respirador Mecánico 2.0 (España)**

Este modelo se adapta a la situación, se ha realizado cambios en su sistema de operación para un mejor funcionamiento, además se realizan pruebas de Software para controlar el respirador. Los circuitos se relacionan con la presencia del paciente, como se indica en la Figura 36.



Figura 36.- Respirador mecánico 2.0.

Fuente: (*Respiradores para Covid 19, 2020*)

- **Open Source Ventilator**

Este tipo de ventiladores están diseñados mediante piezas en 3D, es de bajo costo y el objetivo de dicho respirador es proporcionar aire a los pulmones del paciente en estado crítico de Covid-19. Con el pasar del tiempo, se diseñan estos ventiladores con materiales biodegradables y esto hace que sea un equipo médico más rápido y flexible, como se indica en la Figura 37.



Figura 37.- Open Source Ventilator

Fuente: (Staff, 2020)

5.2. Criterios para la selección del diseño

Al tener más de un diseño, se realiza una selección comparativa de los diseños mediante una matriz de decisión, la cual ayuda a la identificar la mejor elección mediante factores de una manera sistemática. Del mismo modo, se selecciona la mejor opción mediante el método de factores ponderados (Norton, 2009). Donde se evaluará los siguientes criterios:

- ❖ *Costo de la tecnología*
- ❖ *Mantenibilidad del prototipo*
- ❖ *Portabilidad del equipo*
- ❖ *Disponibilidad de materiales*

Es por ello que se define la relevancia de cada uno de los criterios de diseño:

Disponibilidad de materiales > Costo > Mantenibilidad > Portabilidad

Según (Norton, 2009), se presentan los pasos a seguir:

- 1.** Determinar una relación de los factores relevantes.
- 2.** Asignar un peso a cada factor que refleje su importancia relativa.

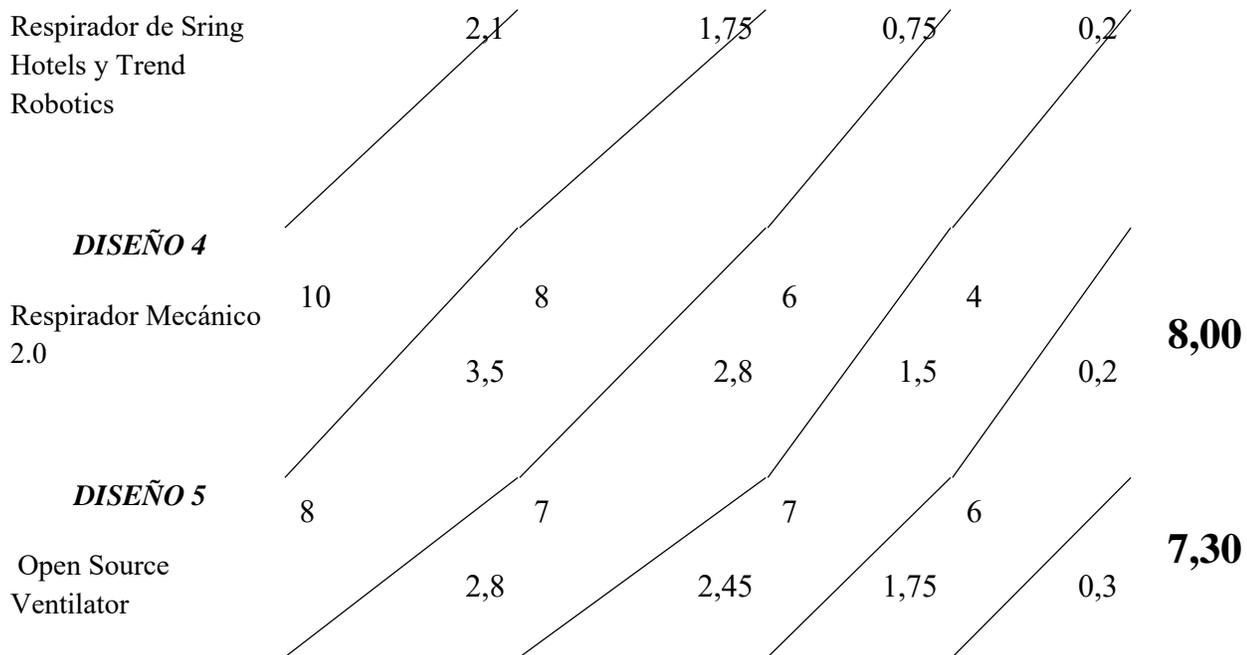
3. Fijar una escala a cada factor. Ej: 1-10
4. Multiplicar la puntuación por los pesos para cada factor y obtener el total para cada diseño.
5. Exponer la recomendación basada en la localización que haya obtenido la mayor puntuación, teniendo en cuenta los resultados obtenidos.

5.2.1. Selección del diseño

Se realiza la matriz de selección del diseño, para el nuevo modelo de fabricación de prototipo de respirador mecánico, el cual se ha identificado un conjunto de criterios y se ha distinguido el grado de importancia de cada una de las alternativas en una escala de 0 a 10, tal como se detalla en la Tabla 5.

Tabla 5.- Matriz de selección de prototipo.

	Disponibilidad de materiales	Mantenibilidad del prototipo	Portabilidad del equipo	Costo de tecnología	RANGO
FACTOR DE PONDERACIÓN	0,35	0,35	0,25	0,05	1
<hr/>					
<i>DISEÑO 1</i>					
Ventilación de emergencia del MIT	4	5	3	5	4,15
	1,4	1,75	0,75	0,25	
<hr/>					
<i>DISEÑO 2</i>					
Respirador manual automatizado en la UFG	7	6	6	5	6,30
	2,45	2,1	1,5	0,25	
<hr/>					
<i>DISEÑO 3</i>					
	6	5	3	4	4,80



Fuente: Autores, 2022.

La puntuación total para cada alternativa se calcula como la suma de las puntuaciones para cada factor ponderadas según su importancia relativa.

Como ejemplo se detalla el siguiente cálculo para el diseño 1:

$$PA = 4 \times 0,35 + 5 \times 0,35 + 3 \times 0,25 + 5 \times 0,05 = 4,15$$

5.2.2. Valores De Acuerdo A Cada Criterio Para Selección Del Prototipo

Se realiza los cálculos para obtener los valores de ponderación, de acuerdo a los diseños investigados. Se obtiene una puntuación total de cada criterio donde, para la selección adecuada del prototipo se verifica la puntuación obtenida de la Tabla 5 y se realiza un diagrama de barras, donde se obtiene una valoración alta de selección y una valoración menor de selección, la cual se descarta.

En la Tabla 6 se detalla los diseños de acuerdo a la importancia de cada criterio para la selección del prototipo y se ordena de manera descendente los diseños investigados de acuerdo a los valores obtenidos del cuadro de ponderación.

Tabla 6.- Rango de cada criterio para la selección del prototipo

	CRITERIO 1 Disponibilidad de materiales	CRITERIO 2 Mantenibilidad del prototipo	CRITERIO 3 Portabilidad del equipo	CRITERIO 4 Costo de tecnología
DISEÑO 4 Respirador Mecánico 2.0	3,5	2,8	1,5	0,2
DISEÑO 5 Open Source Ventilator	2,8	2,45	1,75	0,3
DISEÑO 2 Respirador manual automatizado en la UFG	2,45	2,1	1,5	0,25
DISEÑO 3 Respirador de Sring Hotels y Trend Robotics	2,1	1,75	0,75	0,2
DISEÑO 1 Ventilación de emergencia del MIT	1,4	1,75	0,75	0,25

Fuente: Autores, 2022.

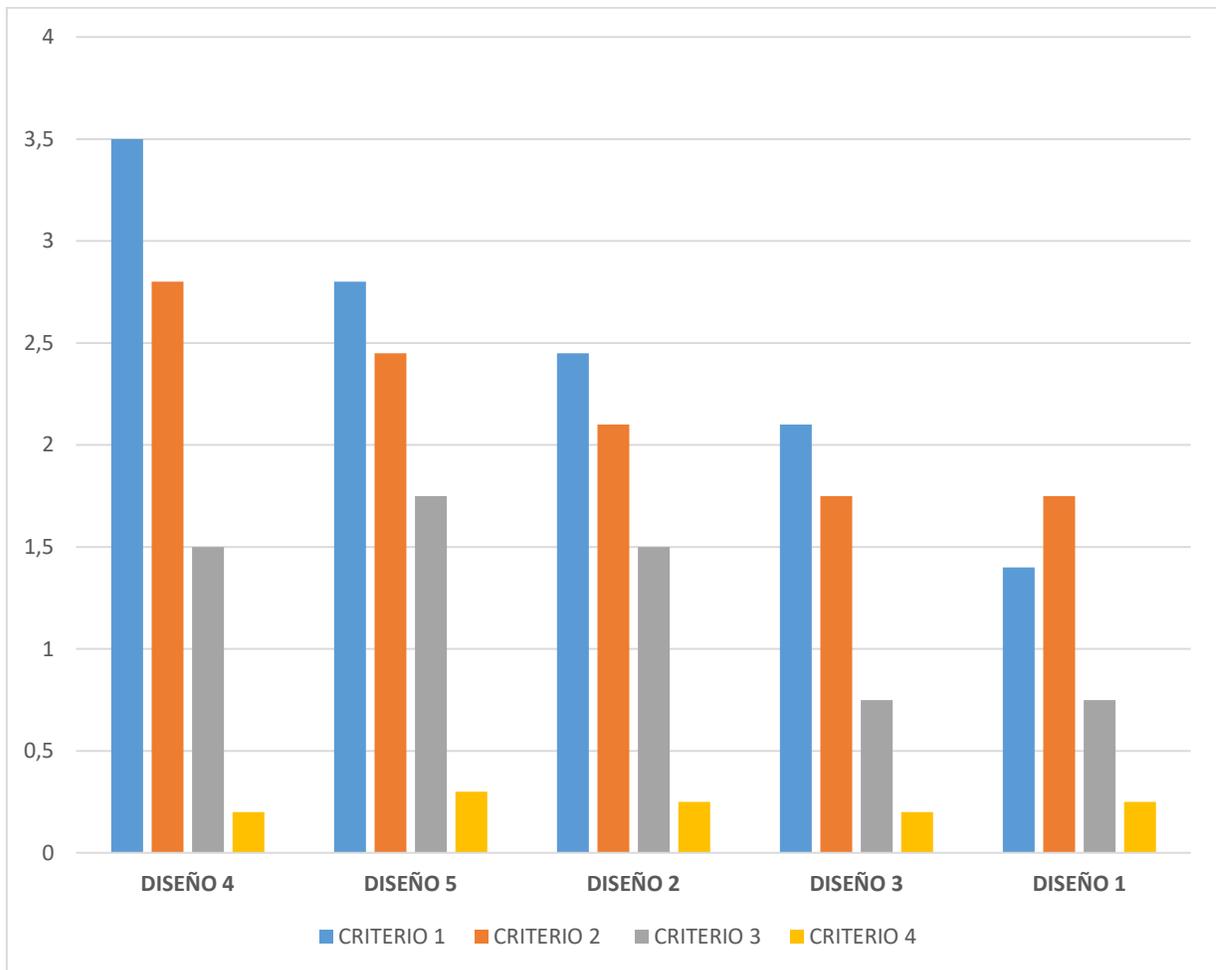


Figura 38.- Rangos de cada criterio para la selección del prototipo.

Fuente: Autores, 2022.

De acuerdo a los valores obtenidos de ponderación a cada criterio se observa en la Figura 38, donde el diseño 4, da la opción más factible al momento de adquirir materiales y elementos para su construcción, mientras que el diseño 5 obtiene valores menores de acuerdo a los criterios de disponibilidad de materiales y mantenibilidad del prototipo a los del diseño 4.

Los diseños 1, 2 y 3 obtienen valores inferiores a los del diseño 4 y 5, debido a esta ponderación obtenida en la Tabla 5, no se selecciona estos diseños debido a los costos elevados para construcción y por tener poca probabilidad en la adquisición de los elementos y materiales.

5.2.3. Valor Total para Selección del Prototipo

En la Tabla 7 se detalla los valores de ponderación obtenidos de cada uno de los diseños mencionados anteriormente con la finalidad de determinar la mejor selección del prototipo.

Tabla 7.- Valores de ponderación de cada diseño.

	VALOR PONDERADO
DISEÑO 4	8
DISEÑO 5	7,3
DISEÑO 2	6,3
DISEÑO 3	4,8
DISEÑO 1	4,15

Fuente: Autores, 2022.

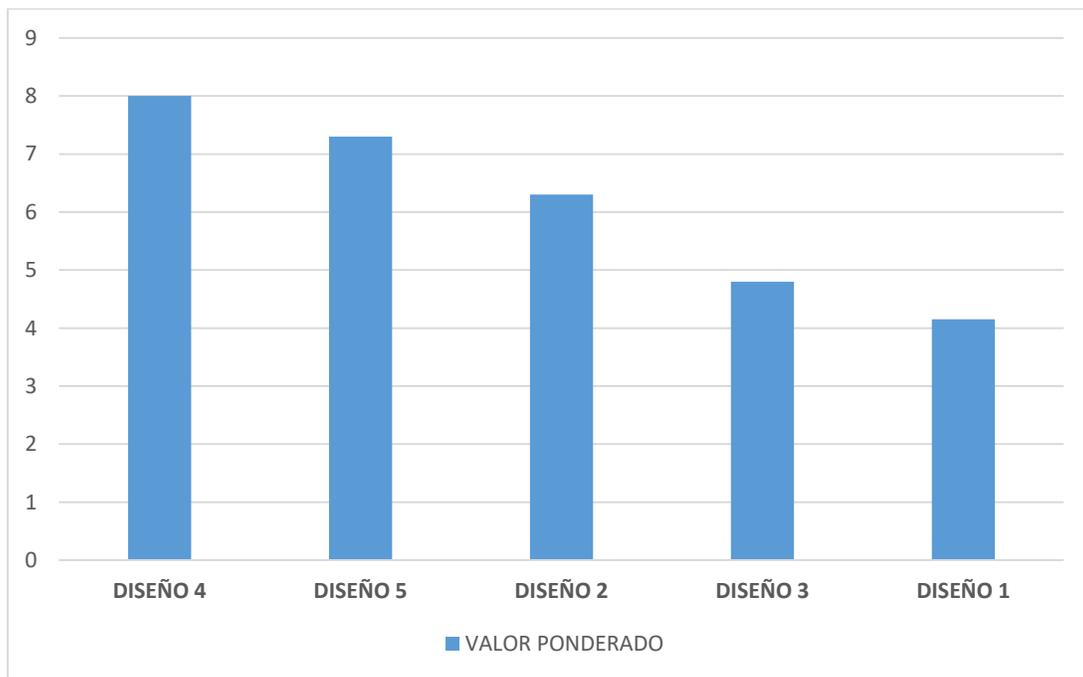


Figura 39.- Valores ponderados obtenidos de cada diseño.

Fuente: Autores, 2022.

Según la Figura 39, las alternativas de diseño 4 y 5 son mejores que los diseño del 1, 2 y 3, por lo que los que se rechazan. Entre los dos restantes, hay una pequeña diferencia a favor del diseño 4, aunque quizás no definitiva. Se observa que el diseño 4 tiene la ventaja principal de estar muy próxima a la fuente de abastecimiento de materia prima, lo cual es un factor importante, mientras que en el costo de instalación se encuentra en un estado casi intermedio, lo cual no resulta muy costoso.

5.3. Simulación del prototipo

Para la simulación del prototipo, se realiza con ayuda del software SolidWorks 2021, que consiste en procedimientos de diagnóstico virtual que simula dispositivos en condiciones reales mediante análisis de elementos finitos, con el fin de reducir el tiempo, el equipo y disponibilidad para la investigación (Sánchez Quezada & Sánchez Quezada, 2020).

En el software se realiza el diseño de cada una de las piezas a utilizarse en el prototipo con sus respectivas dimensiones mencionadas en el apartado de anexos, con el fin de comprobar el funcionamiento, los problemas que en la realidad presentan y dar soluciones para el correcto desempeño del mismo.

A continuación, en la Figura 40, se presenta el prototipo realizado en el programa mencionado anteriormente.

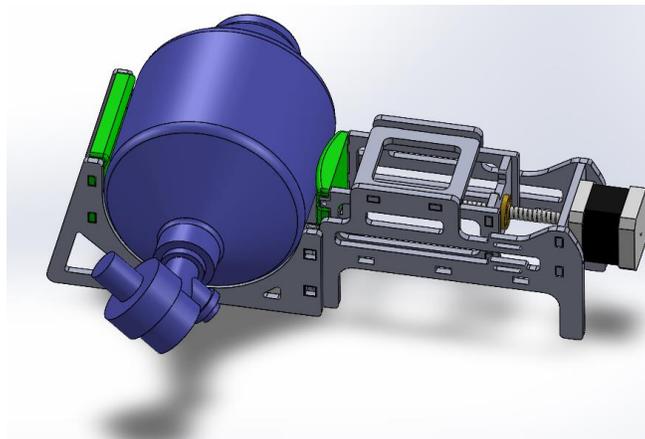


Figura 40.- Diseño del prototipo

Fuente: Autores, 2022.

Para visualizar detalladamente el diseño de cada una de las piezas del prototipo, los planos de diseño se encuentran en el apartado de Anexos, punto A1.

6. CAPITULO III: CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

Luego de realizar la simulación, se continua con la construcción, detalladas a continuación:

6.1.Estructura principal

Se elabora en impresión 3D como se indica en la Figura 41, al igual que los acoples para los sensores automotrices, ya que la disponibilidad del material es accesible en el mercado, además que sus propiedades son las óptimas para este proyecto de respirador motorizado.



Figura 41.- Estructura del prototipo

Fuente: Autores, 2022

6.2.Motor de paso a paso Nema 17

Controla de manera precisa el movimiento necesario del prototipo, además, es compatible con la plataforma Arduino para su control, tal como se indica en la Figura 42 (Isaac, 2020).



Figura 42.- Motor de paso a paso Nema 17

Fuente:(Isaac, 2020)

6.3.Tornillo sin fin

Realiza el desplazamiento del brazo que presionará al Ambú, como se indica en la Figura 43.

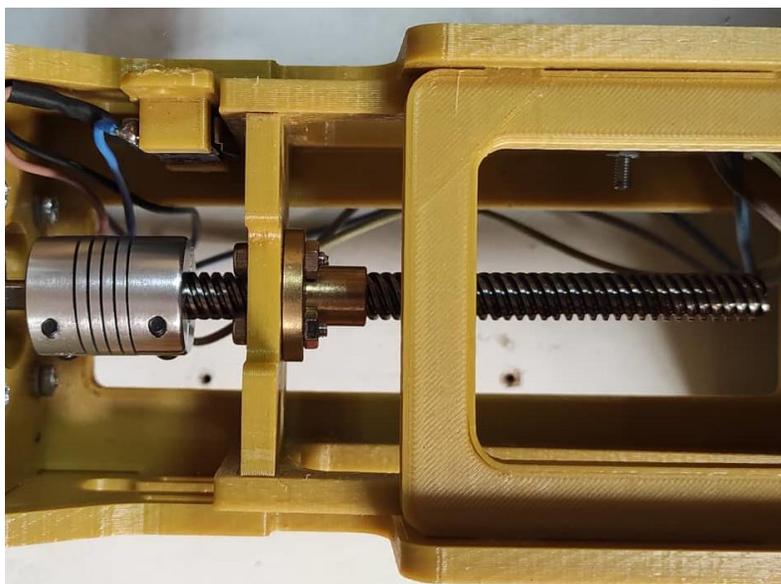


Figura 43.- Tornillo sin fin

Fuente: Autores, 2022

6.4.Arduino

Según (Fernández, 2020), esta plataforma se basa en hardware y software, de uso amigable en distintos proyectos, mediante la modificación de su programación mediante el IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) para diferentes aplicaciones. En este prototipo se utiliza dos tipos: Arduino mega y Arduino nano como se muestra en las Figuras 44 y 45, con el cual se controla tanto el motor como la pantalla de control.

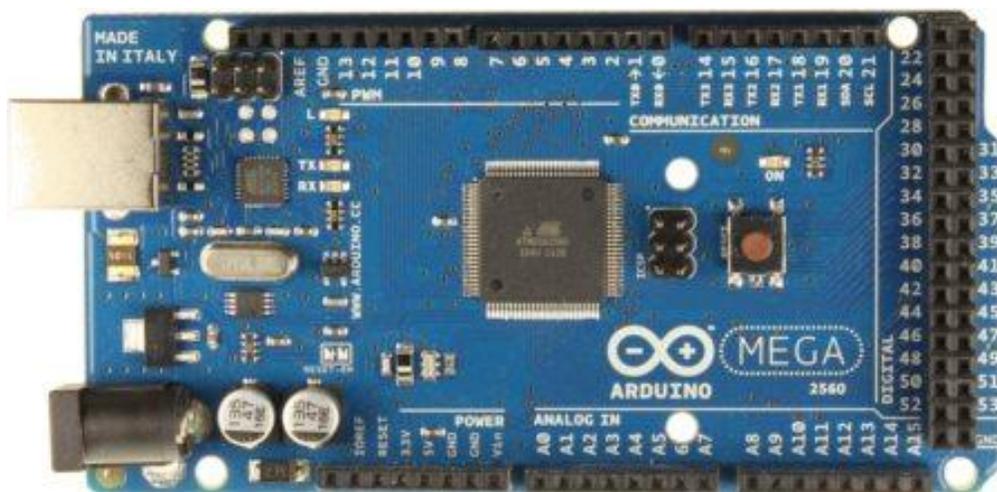


Figura 44.- Arduino Mega

Fuente: (A. G. González, 2013)

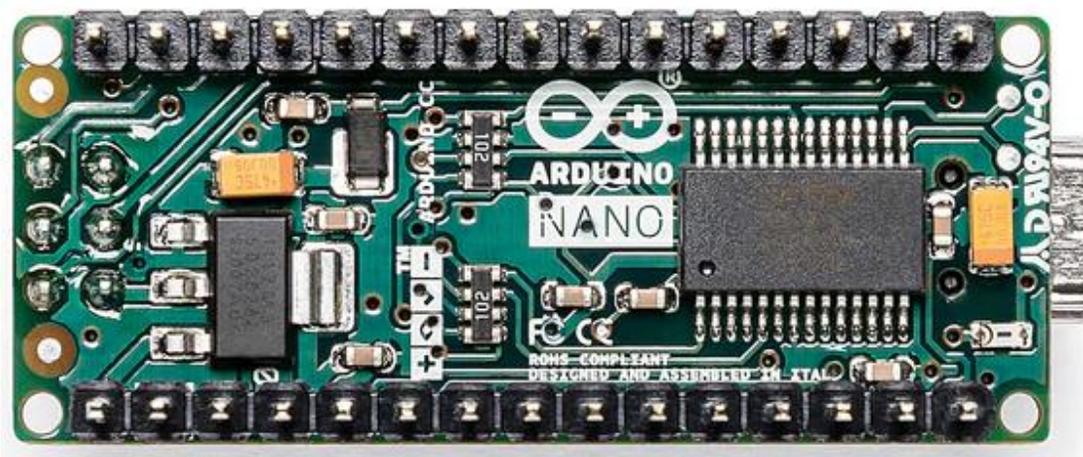


Figura 45.- Arduino Nano

Fuente: (Arduino Nano, s. f.)

6.5.Sensor MAF

Según (*EHT Motors*, 2020), el sensor automotriz mide la cantidad de aire que ingresa al motor, mediante una resistencia caliente sensible, el cual es medido en g/s. Para el desarrollo de este proyecto se utilizó el sensor MAF de un Hyundai Accent, como se observa en la Figura 46, el cual censa valores de flujo de aire al momento de presionar el AMBU para suministrar al paciente, este consta de los siguientes datos técnicos detallados en la Tabla 8:

Tabla 8.- Tabla de valores del sensor MAF

Voltaje de suministro nominal	Rango de salida
12V	0 – 5V

Fuente: (AutoAvance, 2019)

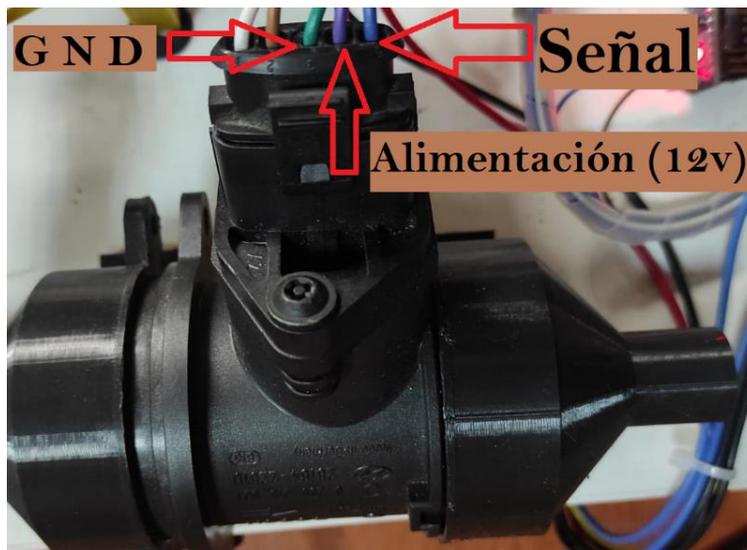


Figura 46.- Sensor MAF

Fuente: Autores, 2022

6.6. Sensor de presión de gases del tanque de combustible (FTPS)

El sensor mide la presión que existe en el tanque producido por los vapores de combustible que trabaja conjuntamente con el sistema EVAP (*EHT Motors*, 2020). Para este

proyecto se utilizó el Sensor FTPS de un Chevrolet Silverado, tal como se indica en la Figura 47, debido a que el sensor se caracteriza por tener una mayor sensibilidad al momento de captar la presión de los gases.

En este proyecto el sensor FTPS ayudará a censar valores de presión de aire a distintas velocidades provocados por el brazo del prototipo la cual será suministrada al paciente.

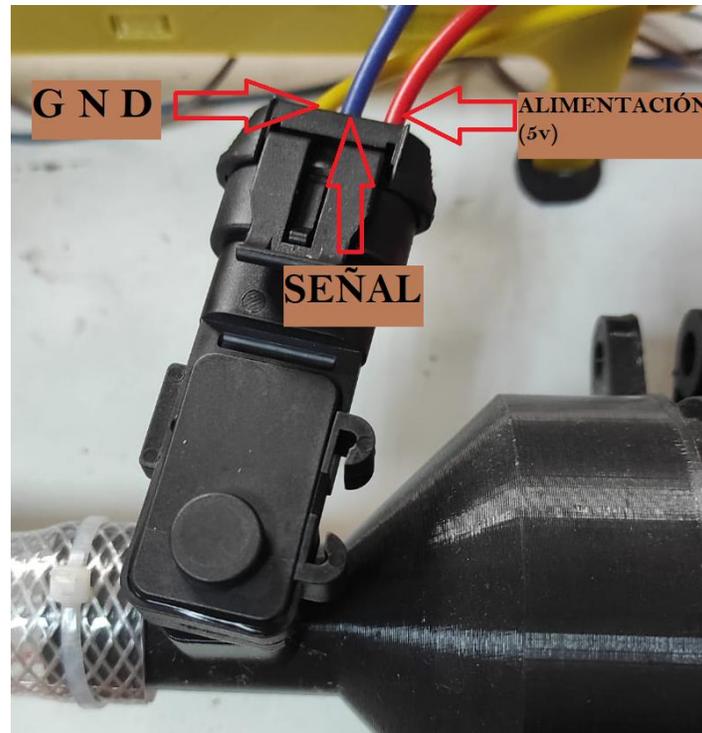


Figura 47.- Sensor FTPS

Fuente: Autores, 2022

6.7.Pantalla LCD

La pantalla digital, es acoplada al prototipo con el fin de mostrar los valores de presión y flujo de aire, recopilados por los sensores automotrices, como se observa en la Figura 48.



Figura 48.- Pantalla Digital

Fuente: Autores, 2022

6.8.Fuente de alimentación

Este elemento es el encargado de transformar la corriente alterna en continua AC/DC, para suministrar el voltaje necesario a todos los componentes electrónicos utilizados en el prototipo. Además, cuenta con filtros que asegura el abastecimiento de la corriente sin ruido (corriente limpia), como se indica en la Figura 49 (Alonso, 2021).



Figura 49.- Fuente de alimentación.

Fuente: Autores, 2022

Para la activación, funcionamiento y control tanto del motor Nema 17 como para los sensores automotrices utilizados en el sistema del Ambú motorizado, se utilizó líneas de programación con ayuda de la plataforma Arduino, las cuales se verifica en el Anexo A2 y A3, respectivamente.

7. CAPITULO IV: ANALISIS DE RESULTADOS OBTENIDOS MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES, CARACTERIZACION DE AVERIAS Y AJUSTES EN EL PROTOTIPO

La elaboración de prototipos durante la pandemia evolucionó con el tiempo, con resultados óptimos y en otros casos no han sido favorables, es por ello, que se vio la necesidad de diseñar y construir un prototipo funcional con elementos automotrices que cumpla las funciones básicas de un ventilador, el cual brinde de esta manera la ayuda requerida a los pacientes con Covid-19 en estado crítico, son accesibles para personas de bajos recursos económicos, ya que por la alta demanda no acceden a estos equipos costosos y de alta gama. Por lo mencionado anteriormente, se realizó pruebas experimentales para comprobar el cumplimiento de los parámetros necesarios planteados para un correcto funcionamiento del proyecto, además, estos datos se mencionan a continuación:

7.1. Proceso de manufactura

Este proyecto está básicamente orientado a la impresión 3D de piezas para su posterior ensamble con elementos automotrices y con ayuda de la programación obtener el funcionamiento deseado, en la Figura 50, se detalla el proceso del prototipo Ambú motorizado:

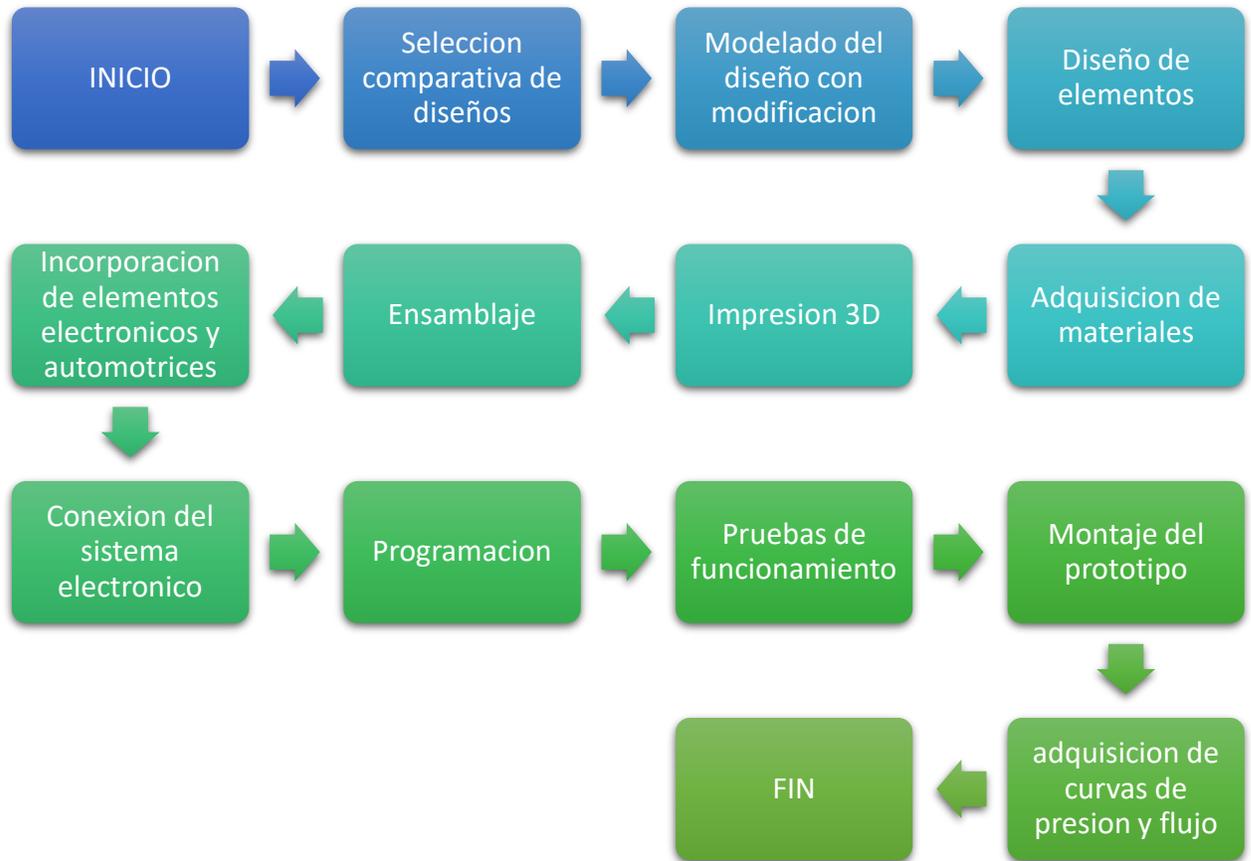


Figura 50.- Proceso de manufactura del prototipo Ambú motorizado

Fuente: Autores, 2022

7.2. Análisis de costos

Al analizar el costo total del Ambú motorizado se toma en cuenta la adquisición de los materiales, la mano de obra, las impresiones 3D y el transporte.

En cuanto a los elementos automotrices (sensores), se analizó los precios ya que varían con relación al lugar de adquisición, además, se considera adquirir estos sensores que mejor se ajuste al proyecto.

En la Tabla 9, se detalla el costo de los materiales utilizados en la elaboración del proyecto mediante el método de precios unitarios:

Tabla 9.- Análisis de costos unitarios del prototipo Ambú motorizado

Análisis de Precios Unitarios						2-jul-22
Nombre:	Klever Naula, Maikoll Pupiales					
Item:	1					
Código:	1					
Descrip.:	Prototipo Ambú motorizado					
Unidad:	u					
COSTOS DIRECTOS						
Equipo y herramienta						
Código	Descripción	Unidad	Cantidad	Tarifa/h	Rendim .	Total
1	Herramientas menores	u		10%MO		29,20
2	Taladro	m	1	10	2	20,00
3	Impresora 3D	u	1	3	24	60,00
4	Cortadora	m	1	10	2	20,00
Subtotal de Equipo:						129,20
Materiales						
Código	Descripción	Unidad	Cantidad	Precio		Total
005	PLA	u	1	20,00		20,00
006	cables	m	3	1,50		4,50
007	Sensor MAF	u	1	150,00		150,00
008	Sensor FTFS	u	1	160,14		160,14
009	arduino nano	u	1	33,00		33,00
010	arduino mega	u	1	25,00		25,00
011	ambu	u	1	60,00		60,00
012	tornillo sin fin	u	1	19,00		19,00
013	acople	u	1	2,00		2,00
014	pantalla LCD	u	1	15,00		15,00
015	fuelle de alimentacion	u	1	10,00		10,00
016	motor paso a paso	u	1	18,00		18,00
017	potenciometro	u	1	1,50		1,50
018	pulsantes	u	4	0,25		1,00
Subtotal de Materiales:						519
Transporte						
Código	Descripción	Unidad	Cantidad	Tarifa/U	Distancia	Total
019	Transporte	km	1	40	3	120,00
Subtotal de Transporte:						120,00
Mano de Obra						
Código	Descripción		Número	S.R.H.	Rendim .	Total
020	ayudante mecanico		1	4	20	73,00
021	programador		1	4	35	127,75
022	ayudante electronico		1	4	25	91,25
Subtotal de Mano de Obra:						292,00
Costo Directo Total:						1.060,34
COSTOS INDIRECTOS					12	127,24
PRECIO UNITARIO TOTAL						1.187,58

Fuente: Autores, 2022

A comparación de los ventiladores mecánicos que se encuentran en los centros médicos, el costo de estos equipos se encuentra alrededor de 2.000 y 10.000 dólares, la cual es un precio elevado ya que son tecnologías avanzadas e importadas. Por lo tanto, el proyecto realizado es accesible económicamente ya que se utilizó materiales con elementos automotrices y son de fácil manejo tanto para el paciente como para el médico (Universidad Nacional de Colombia, 2019).

7.3. Análisis gráfico respiratorio

A continuación, se realiza un análisis gráfico respiratorio, donde se relaciona las curvas teóricas y las curvas reales obtenidas del prototipo en el momento en que se encuentra en funcionamiento, para ello se utilizó un equipo especializado en el área automotriz llamado “Micsig tBook - Osciloscopio digital para tableta automotriz”.

7.3.1. Comparación de representación esquemática vs representación real de prototipo de lecturas de presión y flujo

Para el siguiente análisis se verifica los distintos tipos de ventilación y se selecciona el sistema de ventilación más adaptable a las lecturas obtenidas del prototipo.

Se detalla el esquema del sistema PAV (ventilación asistida), la misma que proporciona datos gráficos similares a los datos obtenidos. Esta información ayuda a las lecturas de presión - tiempo (cmH₂O) y flujo - tiempo (L/seg) en un respirador artificial donde el patrón de presurización es gradual.

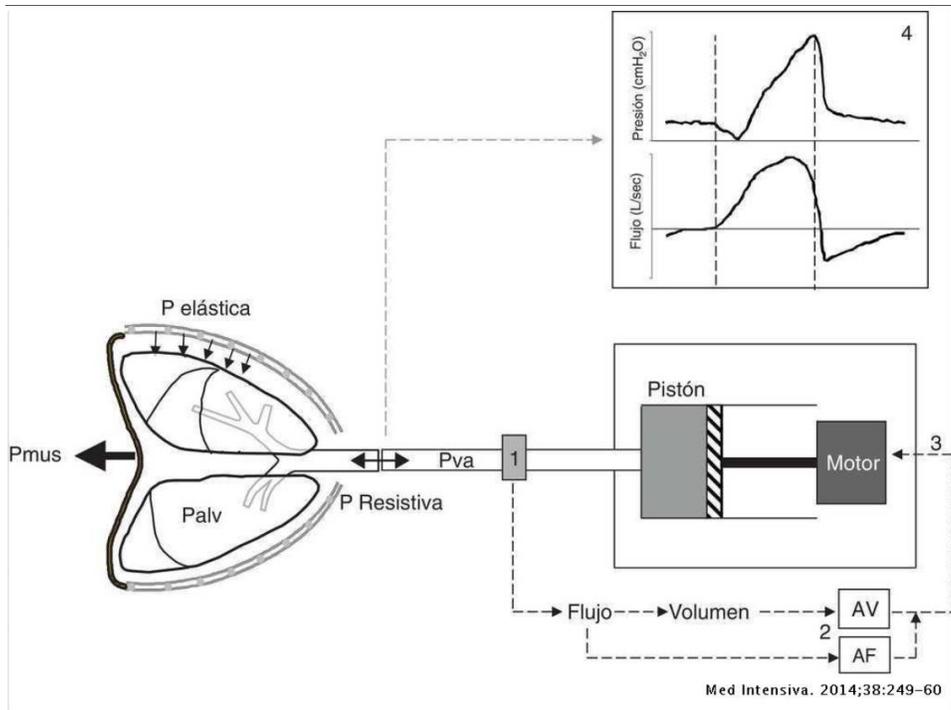


Figura 51.- Esquema del sistema PAV

Fuente: (Suarez-Sipmann, 2014)

En la Figura 51, se aprecia las lecturas esquemáticas de presión y flujo de las respiraciones del paciente en forma de ondas, y mientras mayor es la presión de respiración mayor es el pico de la onda.

7.3.1.1. Comparativa de representación esquemática vs representación real de la curva de presión – tiempo.



Figura 52.- Representación con el osciloscopio de la curva - sensor FTPS

Fuente: Autores, 2022

Para el análisis de la lectura de la curva de presión – tiempo (línea verde), se recolecta datos mostrados en el osciloscopio automatizado, de un sensor de presión de gases de tanque de combustible (FTPS).

Se seleccionó este sensor por tener un alto rango de sensibilidad a cualquier tipo de presión que sea sometida, asimismo, se consiguen datos más precisos del prototipo al momento de estar en funcionamiento.

El osciloscopio fue conectado al sensor FTPS, además se calibra hasta obtener una dimensión adecuada en la pantalla para la verificación de la curva de presión – tiempo, como indica en la Figura 52, donde los rangos colocados en el osciloscopio para la lectura en el prototipo de respirador son obtenidos en relación al voltaje de $V=500\text{mV}$ y con el tiempo con un valor de $t=500\text{mseg}$

7.3.1.2. Análisis de representación esquemática vs representación real de la curva de presión – tiempo.

De acuerdo a la gráfica obtenida mediante el osciloscopio se concluye que la curvatura de presión obtenida del prototipo, la frecuencia respiratoria se repite cada $x = 1.96\text{seg}$.

Las gráficas obtenidas de la representación esquemática y graficas de representación real en funcionamiento del prototipo motorizado, con ayuda del sensor de presión FTPS, se verifica que el prototipo de respirador motorizado obtiene un funcionamiento básico de un respirador artificial que da como valor una variación de presión de 1Kpa es igual a 10,1972 cmH₂O, tomada como referencia de la Tabla 3. Resumen de los parámetros básicos de ventilación mecánica del capítulo I, donde una presión inspiratoria para pacientes es <30 cm H₂O.

7.3.2. Comparativa de representación esquemática vs representación real de la curva de flujo – tiempo.



Figura 53.- Representación con el osciloscopio de la curva - sensor MAF

Fuente: Autores, 2022

Para el análisis de lectura de la curva de flujo – tiempo (línea amarilla), se recolecta datos en el osciloscopio automatizado, de un sensor de flujo de aire (MAF)

La calidad de este sensor (MAF) ayuda a la adquisición de datos al momento que el prototipo se encuentre en funcionamiento, donde el MAF censa el flujo de aire y se detalla valores en la pantalla del osciloscopio

El equipo automotriz se calibra hasta obtener una vista adecuada para la lectura de la curva flujo – tiempo, donde los rangos colocados en el osciloscopio para la lectura en el prototipo de respirador son obtenidos en relación al voltaje de $V=100\text{mV}$ y con un tiempo de $t=500\text{mseg}$

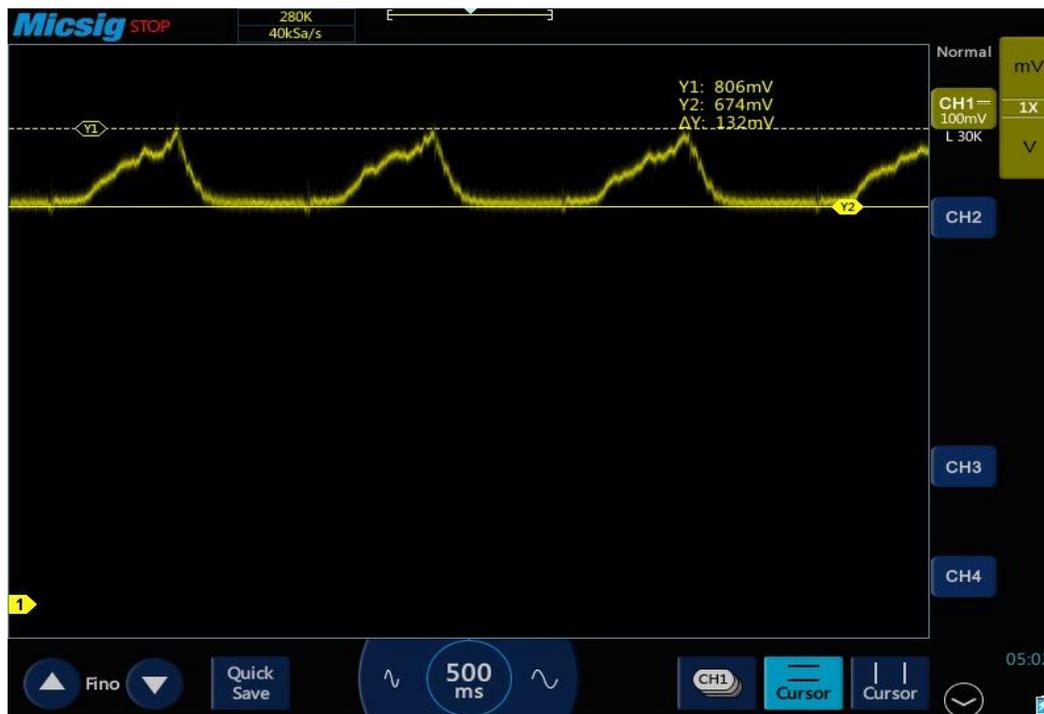


Figura 54.- Representación con el osciloscopio de la curva - sensor MAF

Fuente: Autores, 2022

La Figura 54, es una representación de la curvatura obtenida con el osciloscopio, donde muestra el pico máximo y el pico mínimo de voltaje al momento de estar en funcionamiento el prototipo, de tal manera que se visualiza que el pico máximo al momento que le prototipo presiona el AMBU (bolsa de aire), el sensor obtiene un pico máximo de voltaje de $v1=806\text{mV}$ y al momento que el brazo del prototipo deja de oprimir gradualmente el AMBU, el descenso de voltaje es notable con la gráfica, en donde llega a un punto mínimo de voltaje $v2=674\text{mV}$.

Estos puntos se dan constantemente, a medida que el prototipo motorizado se encuentre en funcionamiento y envíe valores de flujo de aire.

7.3.2.1. Análisis de representación esquemática vs representación real de la curva flujo – tiempo.

De acuerdo a la gráfica obtenida mediante el osciloscopio se concluye que la curvatura de presión obtenida del prototipo, la frecuencia respiratoria se repite cada $x = 1.92\text{seg}$.

Las gráficas obtenidas de la representación esquemática y gráficas de representación real en funcionamiento del prototipo motorizado, con ayuda del sensor de flujo de aire (MAF), se establece que el prototipo ayuda una respiración óptima, de acuerdo a la Tabla 3. Resumen de los parámetros básicos de ventilación mecánica en el capítulo I, que menciona una respiración adecuada este en un rango de 8 – 25 resp/min, en forma gradual y mantiene la frecuencia respiratoria, donde se concluye que el prototipo de respirador mecánico cumple con estos parámetros de funcionamiento básico de un respirador artificial para pacientes con dificultad respiratoria.

7.4. Análisis Teórico – Práctico de Parámetros

Luego de realizar el análisis comparativo de las curvas obtenidas del prototipo con las curvas teóricas; se lleva a cabo una serie de pruebas en el prototipo para verificar si los valores del prototipo están en el rango establecido (Capítulo I, Tabla 3).

7.4.1. Respiraciones por minuto

Para que el prototipo cumpla con los valores básicos establecidos de un respirador mecánico que es de 25resp/min, se ajustó el potenciómetro del prototipo a 3 velocidades distintas (baja – óptima – alta).

En la velocidad baja se obtuvo un resultado de 15resp/min, por lo tanto, no cumple con lo establecido en la teoría; ya que el paciente en estado crítico tiene una mayor dificultad para realizar la respiración.

En la velocidad alta se obtuvo un resultado de 30resp/min, este es un envío de aire excesivo al paciente, lo que produce una hiperventilación.

En la velocidad óptima dio como resultado 25resp/min, el cual cumple con una ventilación adecuada para el paciente.

7.4.2. Ventilación por minuto (l/min)

La ventilación por minuto es el volumen de aire que ingresa y sale de los pulmones del paciente en un minuto, corresponde a la normal en pacientes sin ninguna complicación respiratoria de 5L; y para los pacientes con EPOC (Afección pulmonar obstructiva crónica) de 8 – 12 l/min, la ventilación para estos casos oscila entre 4 – 10 l/min.

Se realizó la adquisición de datos del prototipo en las diferentes velocidades de funcionamiento establecidas anteriormente, los cuales se detalla en la Tabla 10.

Tabla 10.- Datos obtenidos del flujo en g/s

FLUJO g/s		
Vel. Baja	Vel. Alta	Vel. Optima
18,26	17,13	16,92
18,47	17,44	17,23
18,57	17,75	17,54
18,68	17,95	17,95
18,78	18,68	18,57
18,88	18,88	18,78
19,09	19,19	18,99

Fuente: Autores, 2022

Luego de obtener los valores de flujo en g/s, es importante realizar el cálculo de los moles de O₂ para la obtención de los valores requeridos. Para ellos fue necesario calcular valores como: gramos de O₂, presión, constante R y Temperatura en grados Kelvin, detallados en la Tabla 11.

Tabla 11.- Datos para calcular el flujo

O2	32	gramos
Presion	70	mmHg
R	0,082	l/mol K
T°	273	K

Posterior de ello, se realizó el cálculo del número de moles de Oxígeno necesarios para cada valor de flujo tomados en la Tabla 10.

Se dividió el flujo en gr/s para los gramos del Oxígeno, como resultado, se detalla los valores en la Tabla 12.

Tabla 12.- Moles de O2

moles de O2		
Vel. Baja	Vel. Alta	Vel. Optima
0,571	0,535	0,529
0,577	0,545	0,538
0,580	0,555	0,548
0,584	0,561	0,561
0,587	0,584	0,580
0,590	0,590	0,587
0,597	0,600	0,593

Fuente: Autores, 2022

Finalmente, se realiza el cálculo del volumen l/min, mediante la aplicación de la fórmula de la Ley de los Gases Ideales, se observa en la Ecuación 1:

$$PV = nRT$$

Ecuación 1.- Ley de los Gases Ideales

Al aplicar la fórmula detallada en la ecuación 1, se obtuvo valores del volumen minuto, como se observa en la Tabla 13, en donde se analiza que dichos valores están dentro de los parámetros básicos establecidos para un correcto funcionamiento del ventilador

mecánico que se oscila de 4 -10 l/min. Cabe mencionar que esto dependerá del estado crítico que se encuentre el paciente.

Tabla 13.- Resultados obtenidos del volumen minuto.

Volumen litro/min		
Vel. Baja	Vel. Alta	Vel. Optima
10,949	10,272	10,146
11,075	10,457	10,332
11,135	10,643	10,517
11,201	10,763	10,763
11,261	11,201	11,135
11,321	11,321	11,261
11,447	11,507	11,387

Fuente: Autores, 2022

Se realizó un promedio de los valores en la velocidad optima del funcionamiento del prototipo, el cual cumple valores establecido en el Capítulo I, Tabla 3.

$$\text{Velocidad optmia (Volumen)} = 10,792 \text{ litros/minuto}$$

7.4.3. Flujo Inspiratorio (lt/min)

Para la obtención del flujo inspiratorio, se establece que no es una variable programable, sino que está determinada por la mecánica del paciente y el esfuerzo inspiratorio (Irwin & Rippe, 2002). Pero para corroborar si se encuentra dentro de los parámetros establecidos se realizó lo siguiente:

Es necesario calcular los valores de Oxígeno, presión del paciente, constante R y la temperatura del paciente en estado crítico es de 38°C, detallados en la Tabla 14:

Tabla 14.- Datos para la obtención del flujo inspiratorio

O2	2	moles
presion	70	mmHg
R	0,082	l/mol K
Tº	311,2	k

De igual manera, se aplicó la fórmula de la Ley de los Gases Ideales, presentada en la Ecuación 1, para calcular el volumen inspiratorio en l/min. Se considera que el flujo inspiratorio oscila de 40 – 80 l/min, el valor que resultó del cálculo fue de 43.75 l/min. Es un flujo inspiratorio óptimo para el paciente.

V(lt/min)	43,75	OPTIMO
-----------	-------	--------

7.4.4. Presión Inspiratoria en VCP (cmH2O)

Por último, se comprobó la presión inspiratoria en VCP, en donde igualmente de obtuvo valores en las distintas velocidades, como se observa en la Tabla 15, para comprobar si la presión se encuentra dentro de lo establecido.

Tabla 15.- Presiones en KPa del prototipo

PRESION KPa		
Vel. Baja	Vel. Alta	Vel. Óptima
1,22	1,35	1,28
1,23	1,37	1,24
1,24	1,56	1,33
1,25	1,57	1,55
1,3	1,58	1,53
1,31	1,43	1,7
1,34	1,32	1,54
1,26	1,48	1,66
1,27	1,4	1,8

Fuente: Autores, 2022

Finalmente, se realizó una transformación de los valores anteriores, para que las presiones se obtengan en unidades de cmH2O, como se observa en la Tabla 16. Se toma como referencia que 1Kpa es igual a 10,1972 cmH2O.

Tabla 16.- Presiones en cmH₂O

PRESION cmH ₂ O		
Vel. Baja	Vel. Alta	Vel. Óptima
12,441	13,766	13,052
12,543	13,970	12,645
12,645	15,908	13,562
12,747	16,010	15,806
13,256	16,112	15,602
13,358	14,582	17,335
13,664	13,460	15,704
12,848	15,092	16,927
12,950	14,276	18,355

Fuente: Autores, 2022

Se realizó un promedio de los valores en la velocidad optima del funcionamiento del prototipo, de esta manera se cumple con el valor establecido en el Capítulo I, Tabla 3.

$$\textit{Velocidad optmia (Presión)} = 15,443 \textit{ cmH}_2\textit{O}$$

7.5. Caracterización de Averías en el Prototipo

A continuación, se analiza y se detalla las posibles fallas detectadas en el prototipo con la finalidad de realizar un planteamiento y de esta manera reducir o eliminar en su totalidad las causas que provocan dichas averías.

1. Brazo del Prototipo con Mínimo Movimiento

El brazo creado con impresión 3D, como se observa en la Figura 55, es la encargada en presionar el AMBU.

El prototipo de respirador motorizado una vez ya ensamblado, al momento de encontrarse en funcionamiento se observa un ligero movimiento del brazo de lado a lado.



Figura 55.- Brazo del prototipo

Fuente: Autores, 2022

2. Movimiento en el Tornillo Sin Fin

El tornillo sin fin tiene como finalidad trasladar el brazo de un punto de inicio carrera a un punto final de carrera, como se observa en la Figura 56, donde este elemento permite al brazo presionar el AMBU (bolsa de aire) y así enviar aire a la paciente.

Al momento que este elemento se encuentra en funcionamiento se verifica que el tornillo sin fin oscila de lado a lado, de tal manera que provoca un esfuerzo al rodamiento que tiene acoplado y a la misma vez ocasiona un desgaste prematuro en el tornillo y al rodamiento.

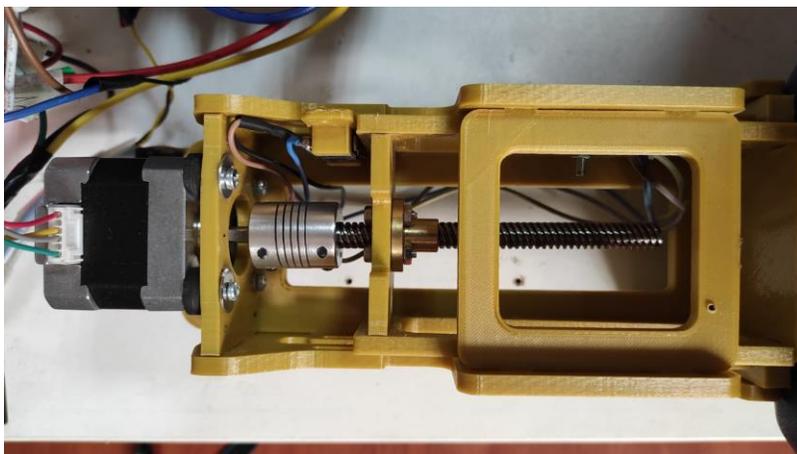


Figura 56.- Tornillo sin fin

Fuente: Autores, 2022

3. Velocidad Disminuida en el Motor

El motor que se acopla con el tornillo sin fin en el prototipo de respirador, Figura 57, proporciona el torque necesario para el movimiento del brazo que presiona el AMBU. La velocidad de torque de este motor tiene un límite por el cual se necesitaría reemplazar con otro motor en el supuesto caso que se necesite más velocidad.

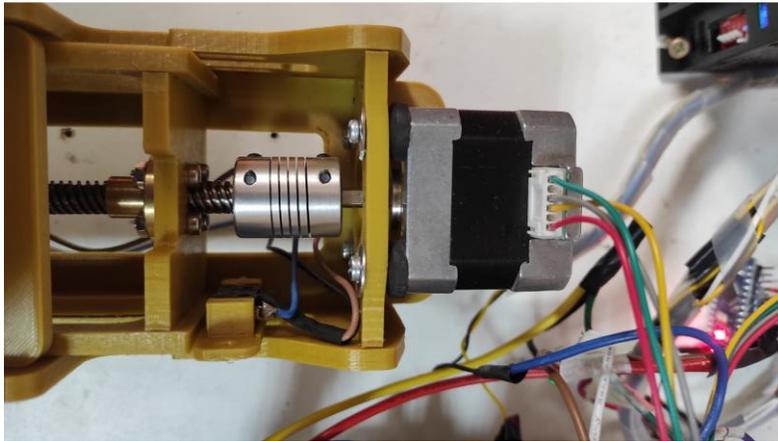


Figura 57.- Motor Nema 17

Fuente: Autores, 2022

4. Pulsantes Establecidos como Fin de Carrera con Inestabilidad

En la Figura 58, se observa que los pulsantes acoplados son elementos que se encuentran fijos en la base del prototipo y tiene la finalidad de ayudar al retorno del brazo del prototipo cada inicio o fin de carrera.

El prototipo al estar en funcionamiento se aprecia que el movimiento del brazo ocasiona golpes leves en los pulsantes activados al presionar, donde estos golpes leves ocasionan al pulsante a perder su fijación y no podría activarse el fin carrera

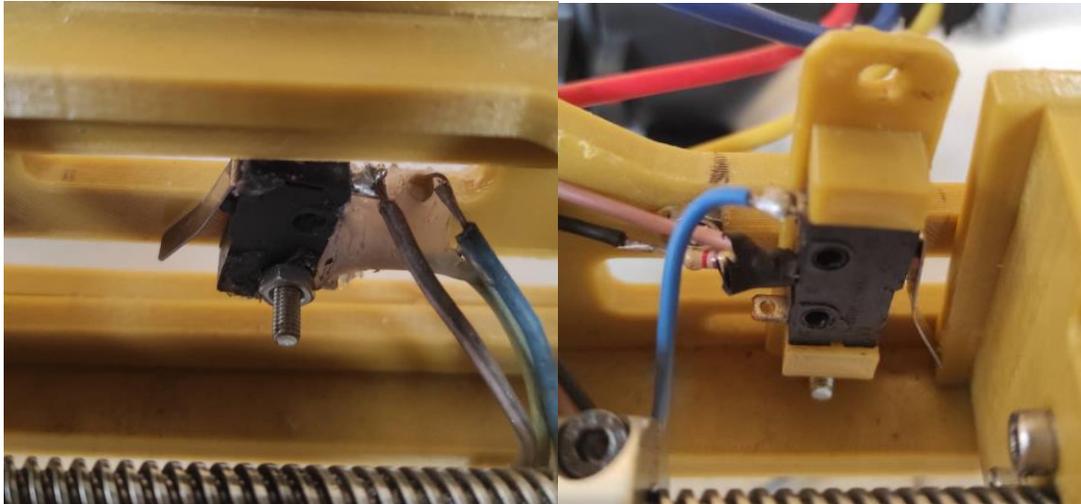


Figura 58.- Pulsantes - Fin de carrera

Fuente: Autores, 2022

7.6.Caracterización de Mejoras en el Prototipo

Se detalla las mejoras en el prototipo de acuerdo a cada avería analizadas en el apartado 4.4; para que de esta manera el funcionamiento de cada parte sea optima, de modo que se obtiene resultados eficientes al momento de su aplicación.

1. Mejora en el Brazo del Prototipo

Para el funcionamiento óptimo del prototipo, se logra una adaptación de rodamientos longitudinales en un par de varillas, como se observa en la Figura 59, en la parte inferior del brazo para la ayuda de un movimiento corredizo, de modo que evite que el brazo se mueva de un lado al otro.



Figura 59.- Guía lineal con rodamiento

Autores: (INA Rodamientos, s. f.)

2. Acoplamiento de Rodamiento al Final del Tornillo Sin Fin

Al momento de estar en funcionamiento el tornillo sin fin en conjunto con el motor, se observa que tiene una oscilación lateral donde el tornillo sin fin y el rodamiento obtienen un desgaste prematuro.

Para evitar estos desgastes prematuros en los elementos del prototipo se ofrece una mejora para estabilizar el tornillo sin fin, como se aprecia en la Figura 60, donde se coloca un rodamiento fijo al final del tornillo sin fin, ya que produce mayor estabilidad al tornillo.



Figura 60.- Acople para tornillos sin fin

Autores: (G. P. Martínez, s. f.)

3. Mejora de Aumento de Velocidad en el Motor

Para un aumento de velocidad se menciona que se logra mediante un cambio del motor con una mayor capacidad de torque para proporcionar el giro del tornillo sin fin, para aumentar su velocidad.

Como una alternativa de motor se recomienda adaptar un Motor paso a paso 14 Kg/cm, NEMA 23, como se detalla en la Figura 61. Potente motor paso a paso unipolar con una fuerza de 14 Kg/cm y 200 pasos por vuelta.



Figura 61.- Motor Nema 23.

Autores: (Col, 2010)

4. Pulsantes Establecidos como Fin De Carrera con Inestabilidad

Para mejorar la estabilidad de los pulsantes en el prototipo se propone la adquisición de una base fija para los elementos pulsantes para evitar el deslizamiento mientras los brazos se encuentren en funcionamiento, debido a que el movimiento que ofrece desestabiliza con el pasar del tiempo, ya que el brazo golpea a los pulsantes en fin o inicio de carrera.

8. CONCLUSIONES

Se concluye que se realizó el diseño y construcción de un prototipo de Ambú motorizado donde se utilizó elementos automotrices como, el sensor de flujo de aire (MAF) y sensor de presión de gases del tanque de combustible (FTPS). Donde los mismos se caracterizan para obtener datos y utilizar en equipos clínicos que son utilizados en pacientes de con SARS en la ciudad de Cuenca.

Al investigar el estado del arte sobre los diseños de prototipos de Ambú automatizados se establece requisitos fundamentales y básicos de un correcto funcionamiento y con el cumplimiento de los parámetros básicos de los ventiladores, se toma en cuenta varios criterios como los materiales, costos, elementos automotrices, programación, etc.

Una vez realizada la investigación del estado del arte, se basó mediante una referencia bibliográfica mencionada como la ponderación de Norton para la obtención de valores de acuerdo a un criterio establecido, donde esta ayudó para una valoración de cada diseño y verificar que diseño es más recomendable en criterio de disponibilidad de materiales, mantenibilidad del prototipo, portabilidad del equipo y costos de tecnología.

Luego de analizar los valores obtenidos de la Tabla 5. Matriz de selección de prototipo del capítulo II, se recomienda que el mejor diseño tiene un valor de ponderación de 8 (Diseño 4 – Respirador Mecánico 2.0), se estableció dimensiones de cada elemento para una posterior simulación a través de la aplicación del software CAD/CAE y luego del correcto ensamble y funcionamiento del prototipo, de esta manera, se logra una definición de planos de acuerdo a cada diseño.

Al construir el prototipo se toma en cuenta la sensibilidad de los sensores automotrices, ya que esto dependerá de la obtención de valores precisos, disponibilidad de materiales que se asemejen a la línea médica, es decir, materiales antibacteriales. Además, mediante los códigos de programación se logró controlar el volumen de aire de 10.792 litros/minuto, necesario para un paciente con problemas respiratorios ocasionados por SARS.

Mediante las pruebas realizadas a tres velocidades distintas, se verificó una velocidad de óptimo de funcionamiento a 25 respiraciones/minuto, donde los resultados como el

volumen minuto es de 10.792 lt/min, el flujo inspiratorio de 43.75 lt/min y una presión inspiratoria en VCP es de 15.443 cmH₂O detallados en la Tabla 18, estableciéndose así dentro de los parámetros básicos de funcionamiento de un respirador mecánico.

9. RECOMENDACIONES

Realizado este proyecto de diseño y construcción de prototipo de respirador motorizado, se recomienda continuar con la investigación, debido a que este proyecto es de bajo costo y ayudara a la población que sufre con problemas respiratorias.

Para una mayor eficiencia del prototipo, se recomienda la implementación de mejoras mencionadas en el Capítulo IV, donde el cambio recomendado de elementos ayudara a la optimización del prototipo, una mejor estabilidad y una adecuada variación de velocidades con respecto al motor.

10. BIBLIOGRAFÍA

Alcaino, F. (2020, abril 6). *De autos a ventiladores mecánicos: Las empresas que adaptan su rubro por Coronavirus*. [https://www.duna.cl/noticias/2020/04/06/de-autos-a-](https://www.duna.cl/noticias/2020/04/06/de-autos-a-ventiladores-mecanicos-las-empresas-que-adaptan-su-rubro-por-coronavirus/)

[ventiladores-mecanicos-las-empresas-que-adaptan-su-rubro-por-coronavirus/](https://www.duna.cl/noticias/2020/04/06/de-autos-a-ventiladores-mecanicos-las-empresas-que-adaptan-su-rubro-por-coronavirus/)

Alonso, R. (2021, agosto 26). *Qué es una fuente de alimentación, tipos y características*.

HardZone. <https://hardzone.es/reportajes/que-es/fuente-alimentacion-caracteristicas/>

Alvarez, P. J. G., Lazo, S. L., Mola, E. C., & Guerra, I. G. (2015). Ventilación

transoperatoria controlada por volumen versus ventilación obligatoria intermitente

sincronizada. *Archivo Médico Camagüey*, 19(6), 618-628.

Ambacar. (2020, abril 11). *Ventilador para Covid-19, sólo espera la aprobación del*

Ministerio. Ambacar Ecuador. [https://www.ambacar.ec/noticias/ventilador-](https://www.ambacar.ec/noticias/ventilador-mecanico-automatizado)

[mecanico-automatizado](https://www.ambacar.ec/noticias/ventilador-mecanico-automatizado)

Arduino Nano. (s. f.). Arduino Official Store. Recuperado 15 de junio de 2022, de

<https://store.arduino.cc/products/arduino-nano>

Arévalo, J. A. (2020, abril 3). El laboratorio de la MIT está diseñando respiradores de

emergencia de código abierto ante la falta de respiradores convencionales. *Universo*

Abierto. <https://universoabierto.org/2020/04/03/el-laboratorio-de-la-mit-esta->

diseñando-respiradores-de-emergencia-de-codigo-abierto-ante-la-falta-de-respiradores-convencionales/

Arribas, R. G., & Colmenarejo, B. B. (2021). *Técnicas básicas de enfermería*. Editex.

AutoAvance. (2019, octubre 4). Sensor Maf—Tabla de Valores del Voltaje Sensor Maf.

Curso Automotriz - Curso Virtual Automotriz - Capacitación Automotriz.

<https://www.autoavance.co/blog-tecnico-automotriz/148-sensor-maf-sensor-tps/>

Capdevielle L., D. M. (2019). *CURVAS DE FUNCION PULMONAR - ppt descargar.*

<https://slideplayer.es/slide/13706290/>

Casabona, I., Santos, R., & Lillo, M. (2017). *Historia y evolución de la ventilación*

mecánica. 8.

Cerdá. (2018). *Automatismos neumáticos e hidráulicos.*

<https://www.paraninfo.es//catalogo/9788497324557/automatismos-neumaticos-e-hidraulicos>

Col, J. (2010). Motor NEMA 23 270oz. *dsfsfsdfdsffds.*

https://www.academia.edu/42923038/Motor_NEMA_23_270oz

Desadaptación, B., Máximo, Insuficiencias. (s. f.). *VENTILACION MECANICA Es un*

procedimiento de sustitución o ayuda temporal de la función ventilatoria normal

que emplea un aparato mecánico. - Ppt descargar. Recuperado 30 de abril de 2022,

de <https://slideplayer.es/slide/5515875/>

EHT Motors. (2020). <https://ehtmotors.com/sensores.php?p=maf>

Entrena, F. (2018). *Libro de Instalación de equipos y elementos de sistemas de... UF2234*.

<https://www.iceditorial.com/montaje-y-mantenimiento-de-sistemas-de-automatizacion-industrial-elem0311/6979-instalacion-de-equipos-y-elementos-de-sistemas-de-automatizacion-industrial-uf2234-9788416629107.html>

Esquinas Rodríguez, A. (2020). *Ventilación Mecánica No Invasiva*.

https://www.revistaseden.org/boletin/files/2983_cuidados_de_enfermeria_en_la_ventilacion_mecanica_no_invasiva.pdf

Farré, R., Puig-Domingo, M., Ricart, P., & Nicolás, J. M. (2020). Ventiladores mecánicos

de emergencia para la COVID-19. *Archivos De Bronconeumologia*, 56, 7-8.

<https://doi.org/10.1016/j.arbres.2020.05.012>

Fernández, Y. (2020, agosto 3). *Qué es Arduino, cómo funciona y qué puedes hacer con*

uno. Xataka. <https://www.xataka.com/basics/que-arduino-como-funciona-que-puedes-hacer-uno>

Fidalgo, J., Fernández, M., & Fernández, N. (2016). *Tecnología Industrial II. 2º*

Bachillerato LOMCE.

<https://www.paraninfo.es//catalogo/9788428333085/tecnologia-industrial-ii--2º-bachillerato-lomce>

Fonseca-Ruiz, N. (2017). *VENTILACIÓN CONTROLADA POR VOLUMEN VS PRESIÓN*.

<https://doi.org/10.13140/RG.2.2.21153.81762>

Galaz, O. (2020, abril 8). *Ventilación mecánica: Cuándo se usa, en qué tipo de pacientes y cuál es la diferencia para niños y adultos*. www.ipsuss.cl.

<http://www.ipsuss.cl/ipsuss/site/artic/20200408/pags/20200408123254.html>

Gonzales, I. (2020, marzo 12). *Así funciona un respirador artificial, clave en las UCI del coronavirus*. El Español. https://www.elspanol.com/omicron/20200312/funciona-respirador-artificial-clave-uci-coronavirus/474203015_0.html

González, A. G. (2013, enero 23). *Arduino Mega: Características, Capacidades y donde conseguirlo en Panamá*. *Panama Hitek*. <http://panamahitek.com/arduino-mega-caracteristicas-capacidades-y-donde-conseguirlo-en-panama/>

González, J. C. M., Mateos, A. G. de L. y, Garde, P. M., & Leyba, C. O. (2016). *Manual de medicina intensiva + acceso web*. Elsevier España.

Guillamás, C., Gutiérrez, E., Méndez, M. J., Sánchez-Cascado, G., & Tordesillas, L.

(2017). *Ventiloterapia y fisioterapia respiratoria (Técnicas básicas de enfermería)*.

Editex.

Gutiérrez Muñoz, F. (2011). Ventilación mecánica. *Acta Médica Peruana*, 28(2), 87-104.

Illera, I. M. U., & Gómez, W. C. (2006). *VENTILACIÓN MECÁNICA*. 23.

INA Rodamientos. (s. f.). *Rodamientos lineales*.

https://www.schaeffler.com/remotemedien/media/_shared_media/08_media_library/01_publications/schaeffler_2/mai/downloads_10/mai71_es_es.pdf

Irwin, R. S., & Rippe, J. M. (2002). *Manual de cuidados intensivos*. Marb??n.

Isaac. (2020, mayo 5). Nema 17: Todo sobre el motor paso a paso compatible con Arduino.

Hardware libre. <https://www.hwlibre.com/nema-17/>

López, J., & Carrillo, A. (2008). *Ventilación mecánica: Indicaciones, modalidades y programación y controles*. <https://www.elsevier.es/es-revista-anales-pediatria-continuada-51-pdf-S1696281808755975>

Martínez, G. P. (s. f.). *Acoples de Bloqueo | PDF | Tornillo | Engranaje*. Recuperado 25 de julio de 2022, de <https://es.scribd.com/document/335596289/Acoples-de-Bloqueo>

Martínez, M., Sanchis, C., Sanchis, M., & Martínez, A. (2021). *HIGIENE DEL MEDIO HOSPITALARIO Y LIMPIEZA DE MATERIAL*.

https://www.popularlibros.com/libro/higiene-del-medio-hospitalario-y-limpieza-de-material_1098218

Martínez, R., Rentería Cárdenas, A., & Alonso Rivera, C. G. (2013). *Salud y enfermedad del niño y del adolescente*. <http://site.ebrary.com/id/10831695>

Martínez, S. (2019, octubre 28). *Ventilación mecánica invasiva: Tipos de respiradores y modos de ventilación*. El blog de Salusplay.

<https://www.salusplay.com/blog/ventilacion-mecanica-invasiva/>

Ministerio de Salud de Chile (Director). (2020, abril 15). *Principios Básicos de Ventilación Mecánica*.

Nexotur. (2020, abril 14). *Spring Hotels y Trend Robotics crean un prototipo de respirador*. Nexotur. <https://www.nexotur.com/noticia/107113/nexohotel/spring-hotels-y-trend-robotics-crean-un-prototipo-de-respirador.html>

Nicolas, J. M. (2021). *Enfermo crítico y emergencias*. <http://site.ebrary.com/id/10894958>

Norton, R. L. (2009). *Diseño de maquinaria: Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos*. McGraw-Hill.

Patel, B. (2020, abril). *Ventilación mecánica—Trastornos del pulmón y las vías respiratorias*. Manual MSD versión para público general. <https://www.msdmanuals.com/es-ec/hogar/trastornos-del-pulm%C3%B3n-y-las-v%C3%ADas-respiratorias/insuficiencia-respiratoria-y-s%C3%ADndrome-de-dificultad-respiratoria-aguda/ventilaci%C3%B3n-mec%C3%A1nica>

Pérez Canga, J. (2020, junio 9). *Coronavirus y Riñón. ACTUALIZACIÓN COMPLETA / Nefrología al día*. <http://www.nefrologiaaldia.org/es-articulo-coronavirus-rinon-actualizacion-completa-25-305>

Pérez, M., & Mancebo, J. (2006). Monitorización de la mecánica ventilatoria. *Medicina*

Intensiva, 30(9), 440-448. [https://doi.org/10.1016/S0210-5691\(06\)74567-3](https://doi.org/10.1016/S0210-5691(06)74567-3)

Ramos Gómez, L. A., & Benito Vales, S. (2012). *Fundamentos de la ventilación mecánica*.

<http://site.ebrary.com/id/11335475>

Respiradores para Covid 19. (2020, abril 6). Frax3D. <https://www.frax3d.com/respiradores>

Rifá, & Olive, C. (2012). *Lenguaje NIC para el Aprendizaje Teórico-Práctico en*

Enfermería Ed.2 por Rifá Rosa, Cristina Olive—9788491135272—Journal.

Ediciones Journal - libros profesionales para la salud.

[https://www.edicionesjournal.com/Papel/9788491135272/Lenguaje+NIC+para+el+](https://www.edicionesjournal.com/Papel/9788491135272/Lenguaje+NIC+para+el+Aprendizaje+Teórico-Práctico+en+Enfermería+Ed+2)

[Aprendizaje+Teórico-Práctico+en+Enfermería+Ed+2](https://www.edicionesjournal.com/Papel/9788491135272/Lenguaje+NIC+para+el+Aprendizaje+Teórico-Práctico+en+Enfermería+Ed+2)

Romero-Ávila, P., Márquez-Espinós, C., Cabrera-Afonso, J. R., Romero-Ávila, P.,

Márquez-Espinós, C., & Cabrera-Afonso, J. R. (2020). Historia de la ventilación

mecánica. De la Antigüedad a Copenhague 1952. *Revista médica de Chile*, 148(6),

822-830. <https://doi.org/10.4067/S0034-98872020000600822>

Ronco, Bellomo, R., Kellum, J., & Ricci, Z. (2020). *Cuidados Intensivos en Nefrología*

Ed.3 por Ronco,—9788491135630—Journal. Ediciones Journal - libros

profesionales para la salud.

[https://www.edicionesjournal.com/Papel/9788491135630/Cuidados+Intensivos+en](https://www.edicionesjournal.com/Papel/9788491135630/Cuidados+Intensivos+en+Nefrología+Ed+3)

[+Nefrología+Ed+3](https://www.edicionesjournal.com/Papel/9788491135630/Cuidados+Intensivos+en+Nefrología+Ed+3)

Sánchez Quezada, J., & Sánchez Quezada, J. (2020). *Diseño de un Prototipo de Handbike con Asistencia Eléctrica acoplable a una silla de ruedas*. Universidad Politécnica Salesiana.

SATI. (2020). *SATI (Sociedad Argentina de Terapia Intensiva) | Editorial Médica Panamericana*. <https://www.medicapanamericana.com/es/autor/sati-sociedad-argentina-de-terapia-intensiva>

Sinha, I. (2019). Kendig's Disorders of the respiratory tract in children, 9th edition. Edited by Wilmott, Deterding, Li, Ratjen, Sly, Zar, and Bush. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*, 24(3), 216. <https://doi.org/10.1016/j.siny.2019.05.001>

Solé, A. C. (2010). *Neumática e Hidráulica 2a*. Marcombo.

Staff, F. (2020, marzo 19). *Grupo internacional crea ventilador ecológico para evitar su escasez por coronavirus*. Forbes México. <https://www.forbes.com.mx/grupo-internacional-crea-ventilador-ecologico-para-evitar-su-escasez-por-coronavirus/>

Suarez-Sipmann, F. (2014). Nuevos modos de ventilación asistida. *Medicina Intensiva*, 38(4), 249-260. <https://doi.org/10.1016/j.medin.2013.10.008>

Sweet, V., & Foley, A. (2019). *Sheehy's Emergency Nursing: Principles and Practice*. Elsevier Health Sciences.

UFG. (2020, marzo 23). Conoce el respirador manual automatizado que estamos creando en la UFG. *Revista Disruptiva*. <https://www.disruptiva.media/conoce-el-respirador-manual-automatizado-que-estamos-creando-en-la-ufg/>

Universidad de Chile. (s. f.). *Prototipo de ventilador mecánico creado en la U. de Chile entrará a fase de pilotaje*. Recuperado 30 de abril de 2022, de <https://www.uchile.cl/noticias/163147/prototipo-de-ventilador-mecanico-u-chile-entrara-a-fase-de-pilotaje>

Universidad de Tarapacá. (2020, abril 17). *Facultad de Ingeniería de UTA diseña prototipos de ventiladores mecánicos ante pandemia del Covid-19 – Universidad de Tarapacá*. <https://www.uta.cl/index.php/2020/04/17/facultad-de-ingenieria-de-uta-disena-prototipos-de-ventiladores-mecanicos-ante-pandemia-del-covid-19/>

Universidad Francisco de Gavidia. (2020). *Ventilador Mecánico Pulmonar EJÉKAT-VI.0*. <https://observatoriocovid19.sv/doc/iniciativas/EJEKAT-Descripcion-Tecnica-V3.pdf>

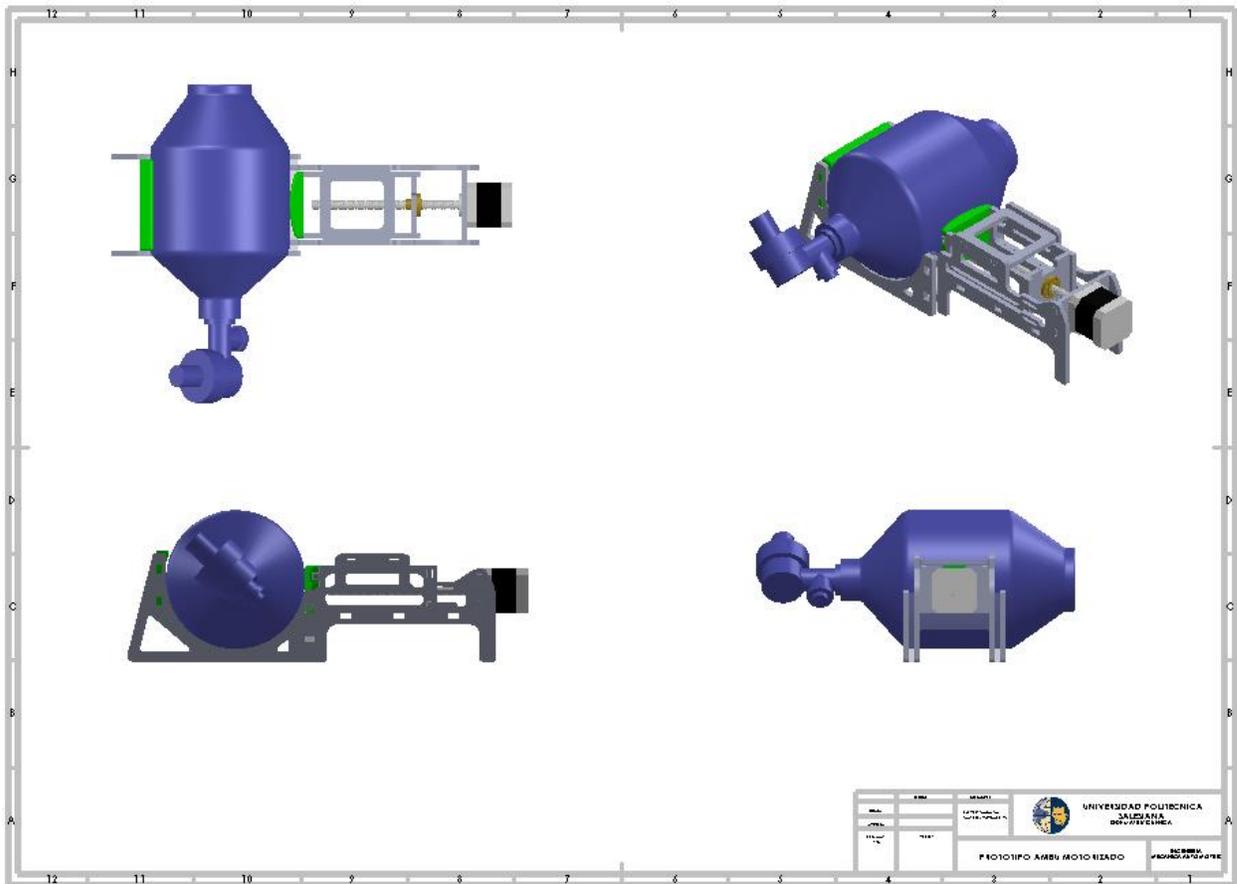
Universidad Nacional de Colombia. (2019). *REVISIÓN DE INFORMACIÓN TÉCNICA, PRECIOS, COMPRAS Y REGISTROS SANITARIOS DE VENTILADORES MECÁNICOS EN 9 PAÍSES DE LATINOAMÉRICA EN EL CONTEXTO DE LA PANDEMIA POR COVID-19*.

<http://pensamiento.unal.edu.co/fileadmin/recursos/focos/medicamentos/docs/REVIS>

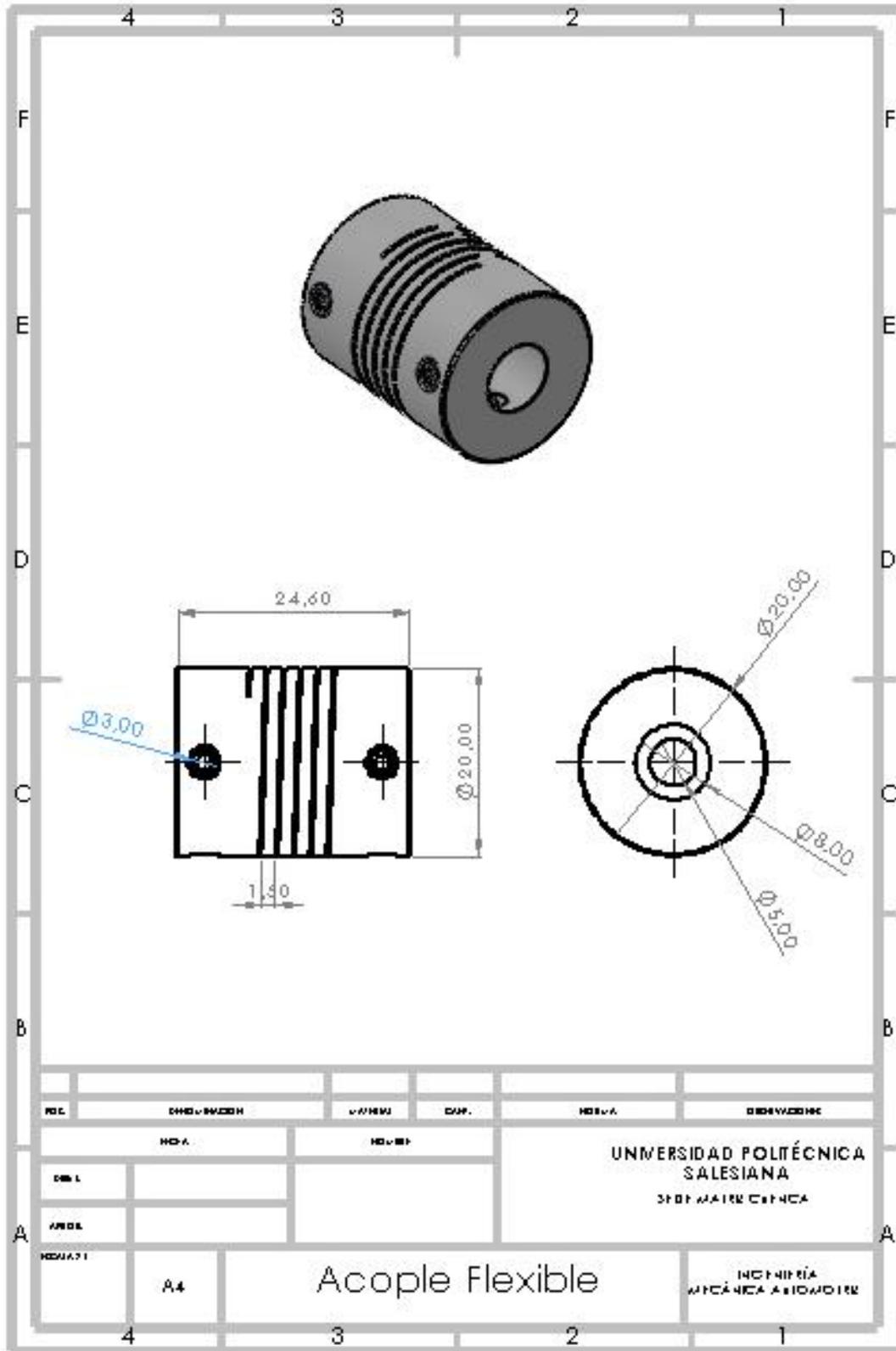
ION_DE_PRECIOS__COMPRAS__REGISTROS_SANITARIOS_E_INFORMAC
ION_TECNICA_DE_VENTILADORES_MECANICOS_EN_9_PAISES_DE_LA
TINOAMERICA_EN_EL_CONTEXTO_DE_LA_PANDEMIA_POR_COVID-
19.pdf

11. ANEXOS

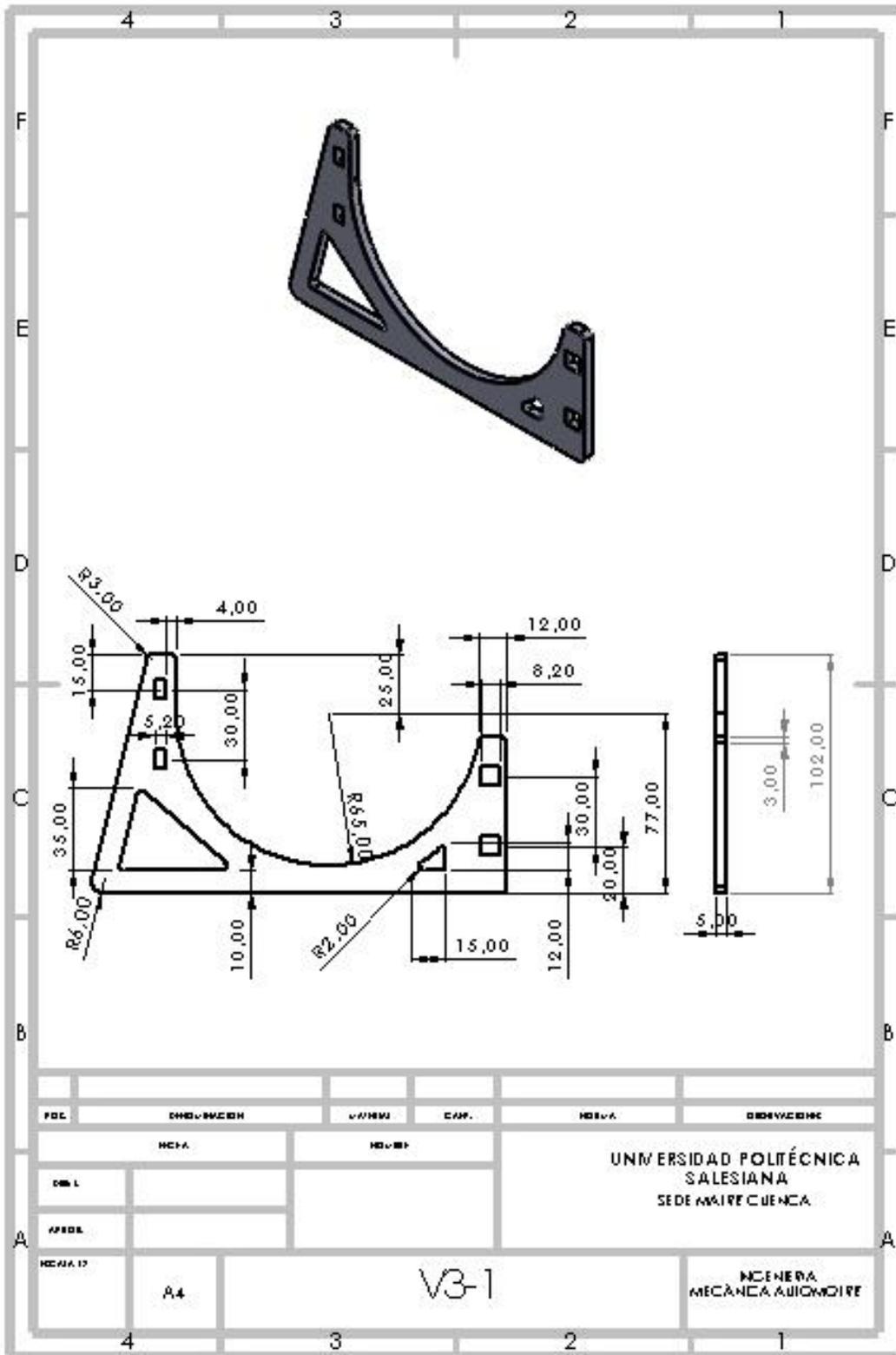
A1.- Planos de Diseño.



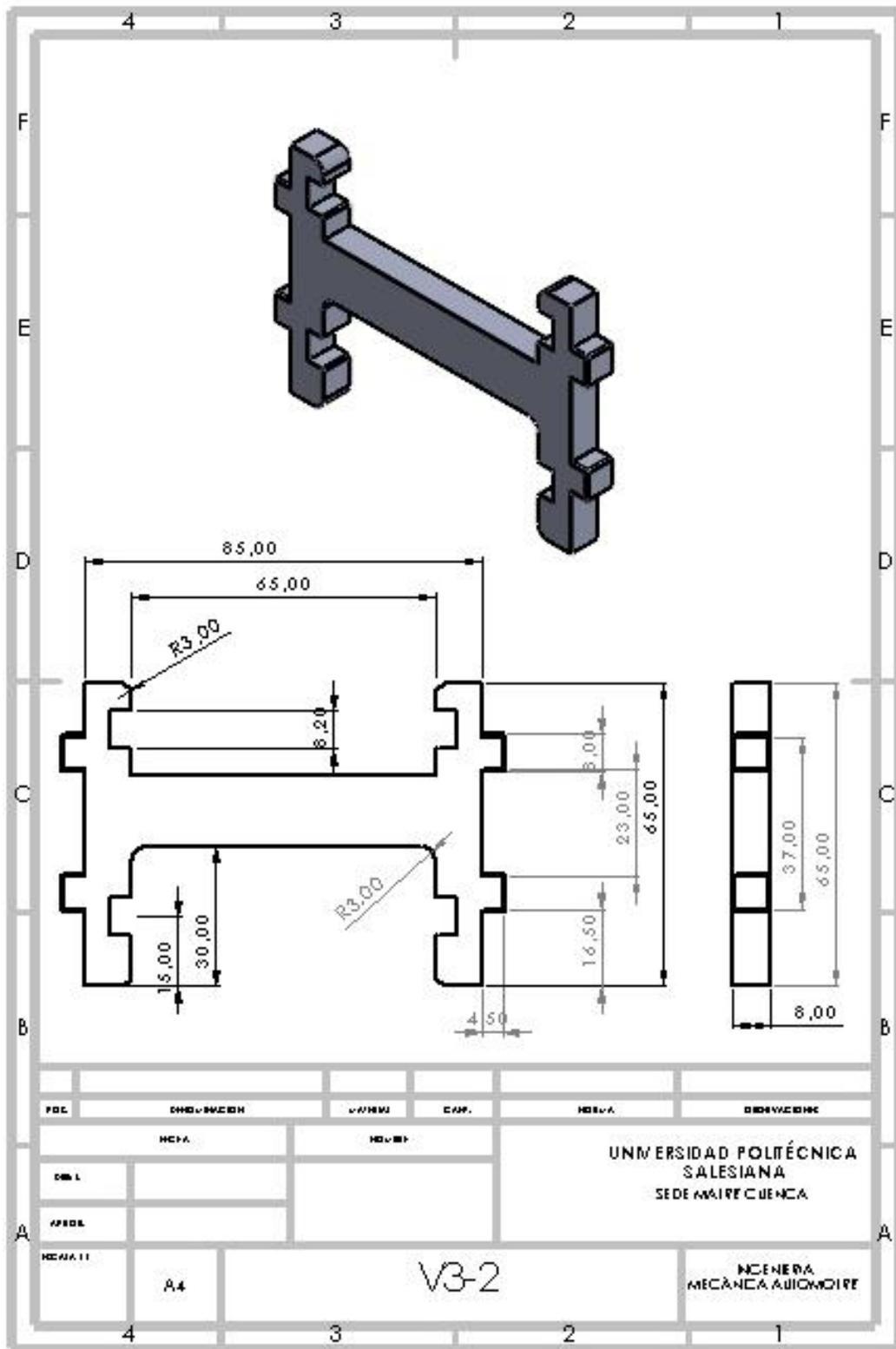
Anexo 1.- Ambú motorizado.



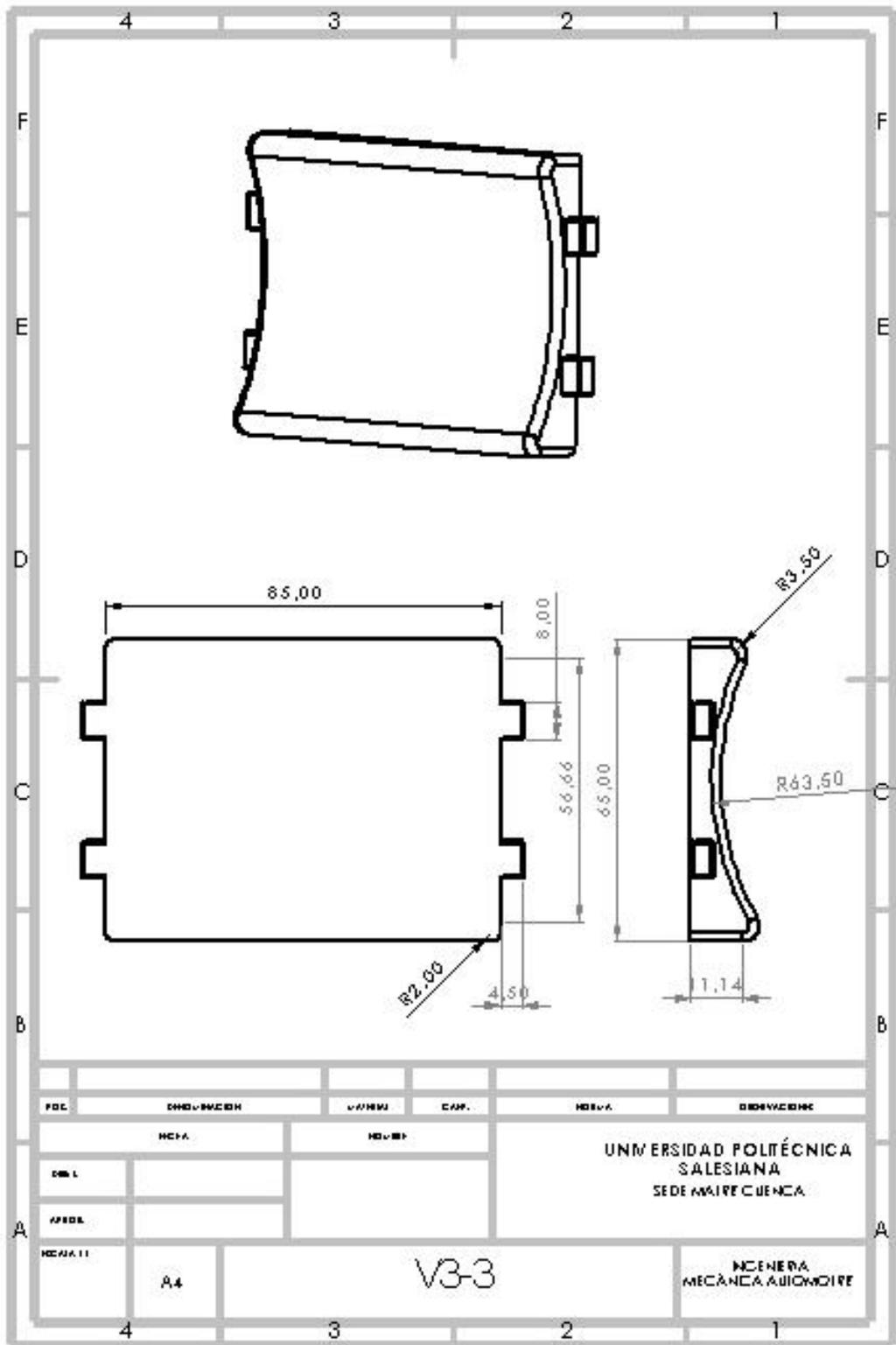
Anexo 2.- Acople flexible.



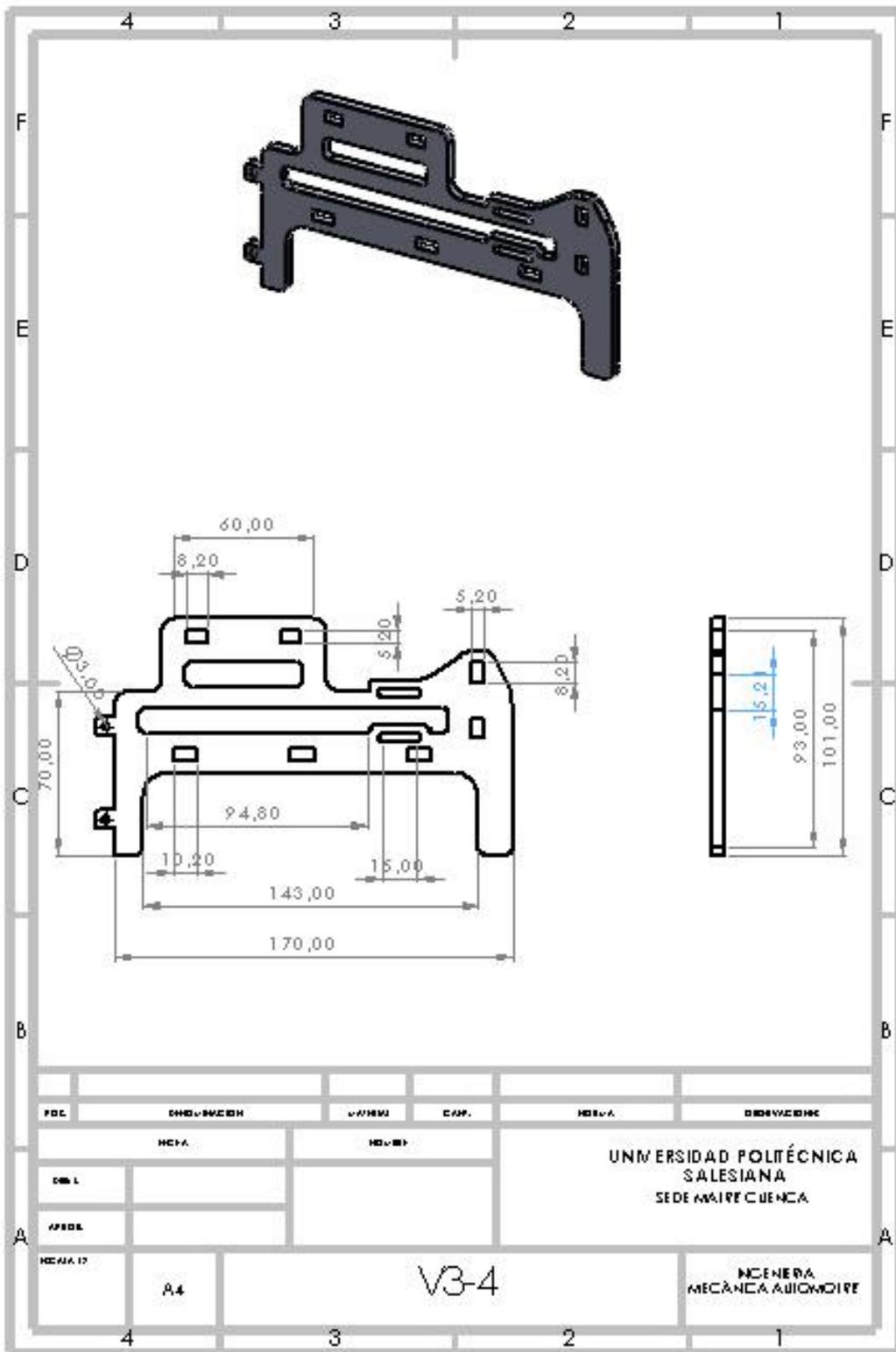
Anexo 3.- Soporte inferior para el Ambú



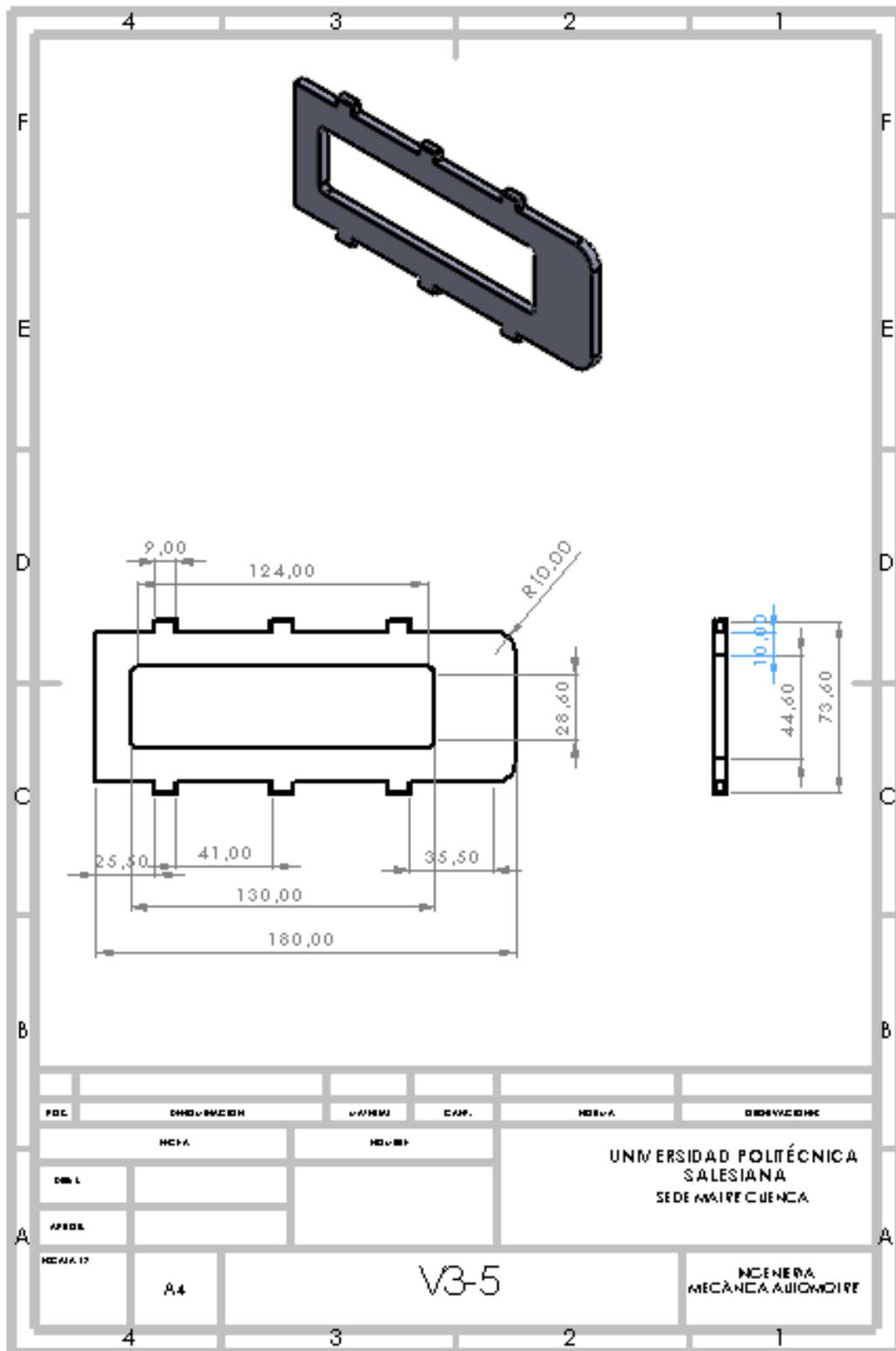
Anexo 4.- Soporte del brazo de empuje



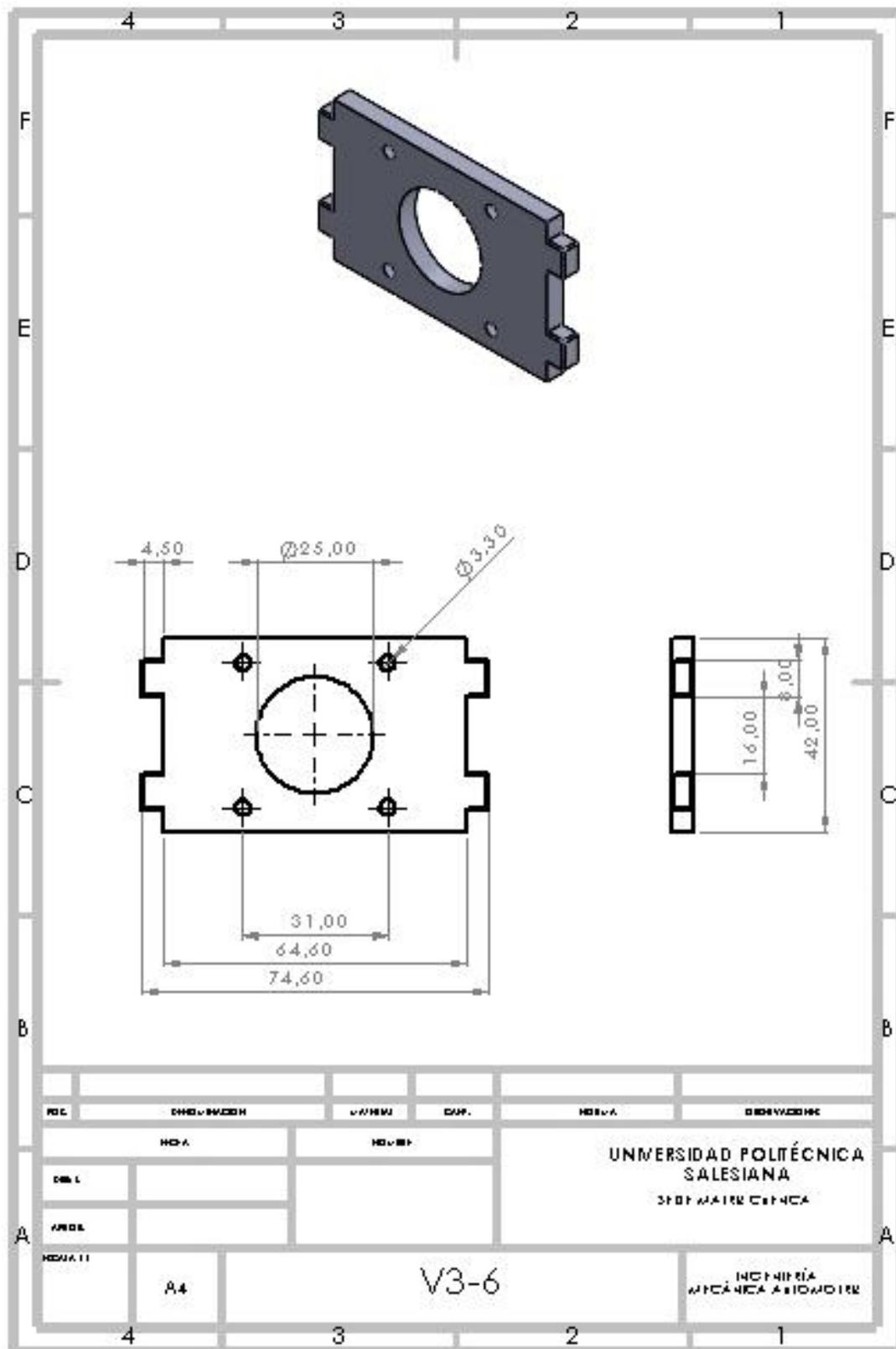
Anexo 5.- Soporte lateral para el ambú



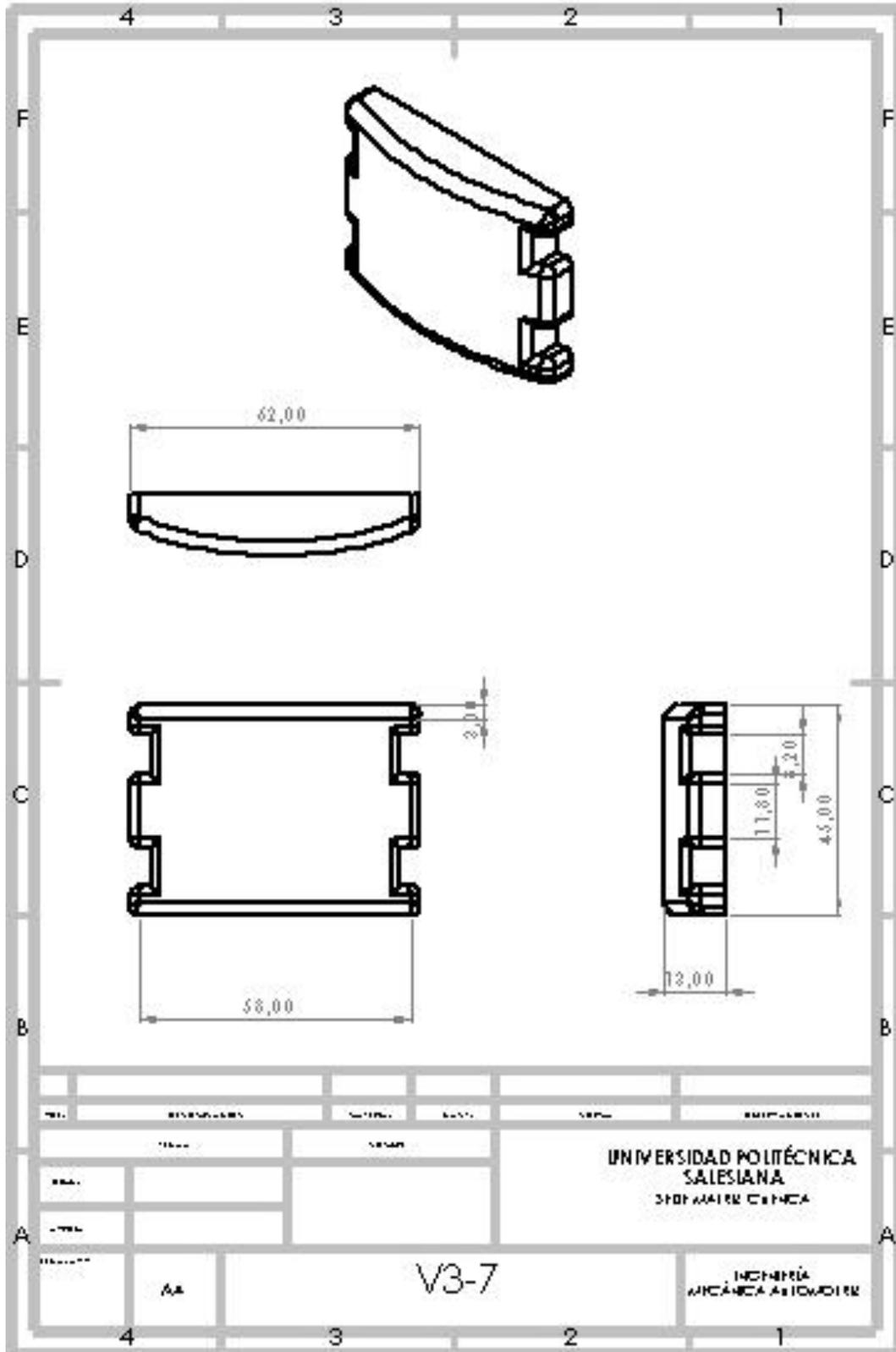
Anexo 6.- Riel de carrera del brazo



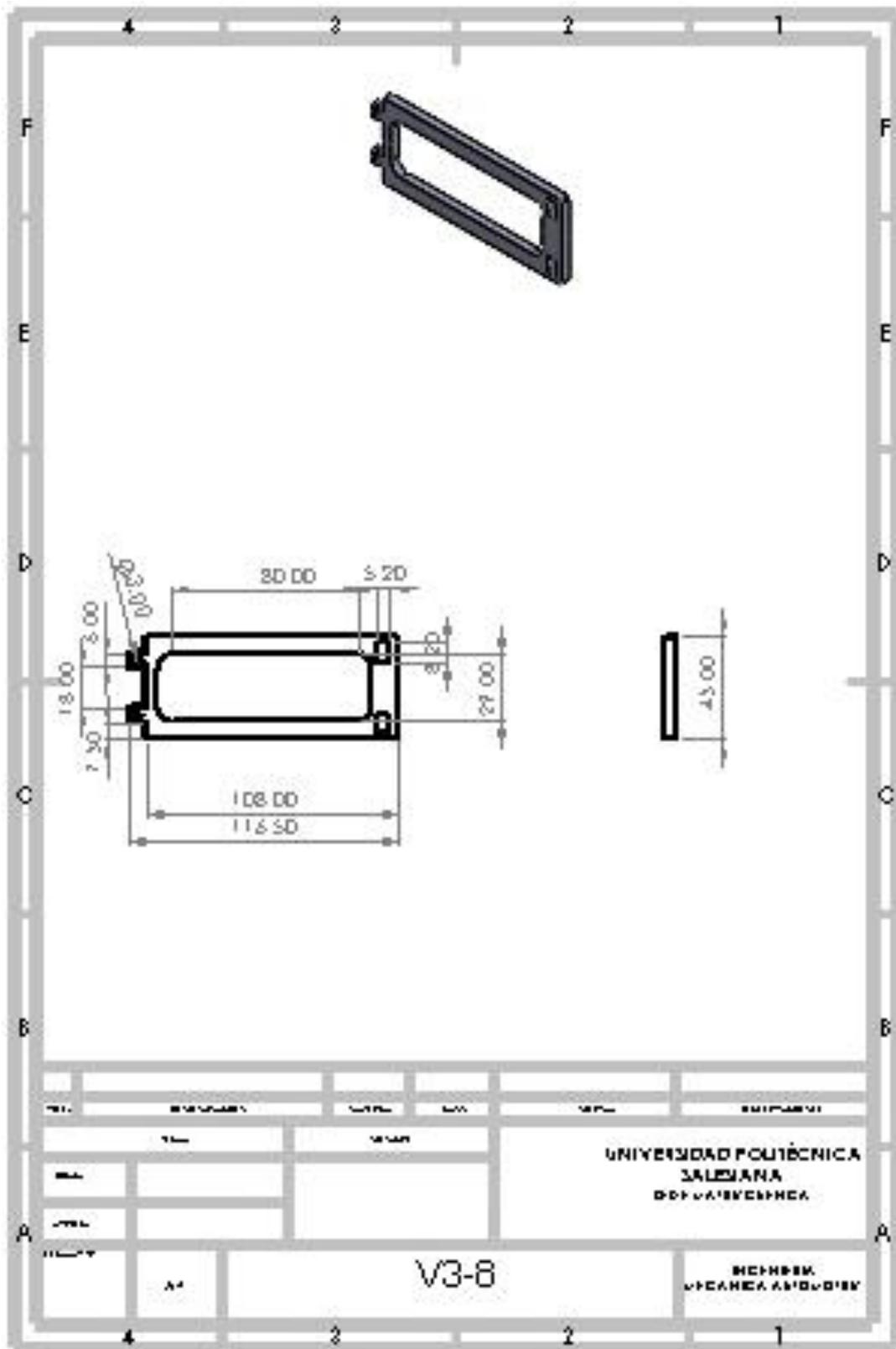
Anexo 7.- Soporte lateral del brazo



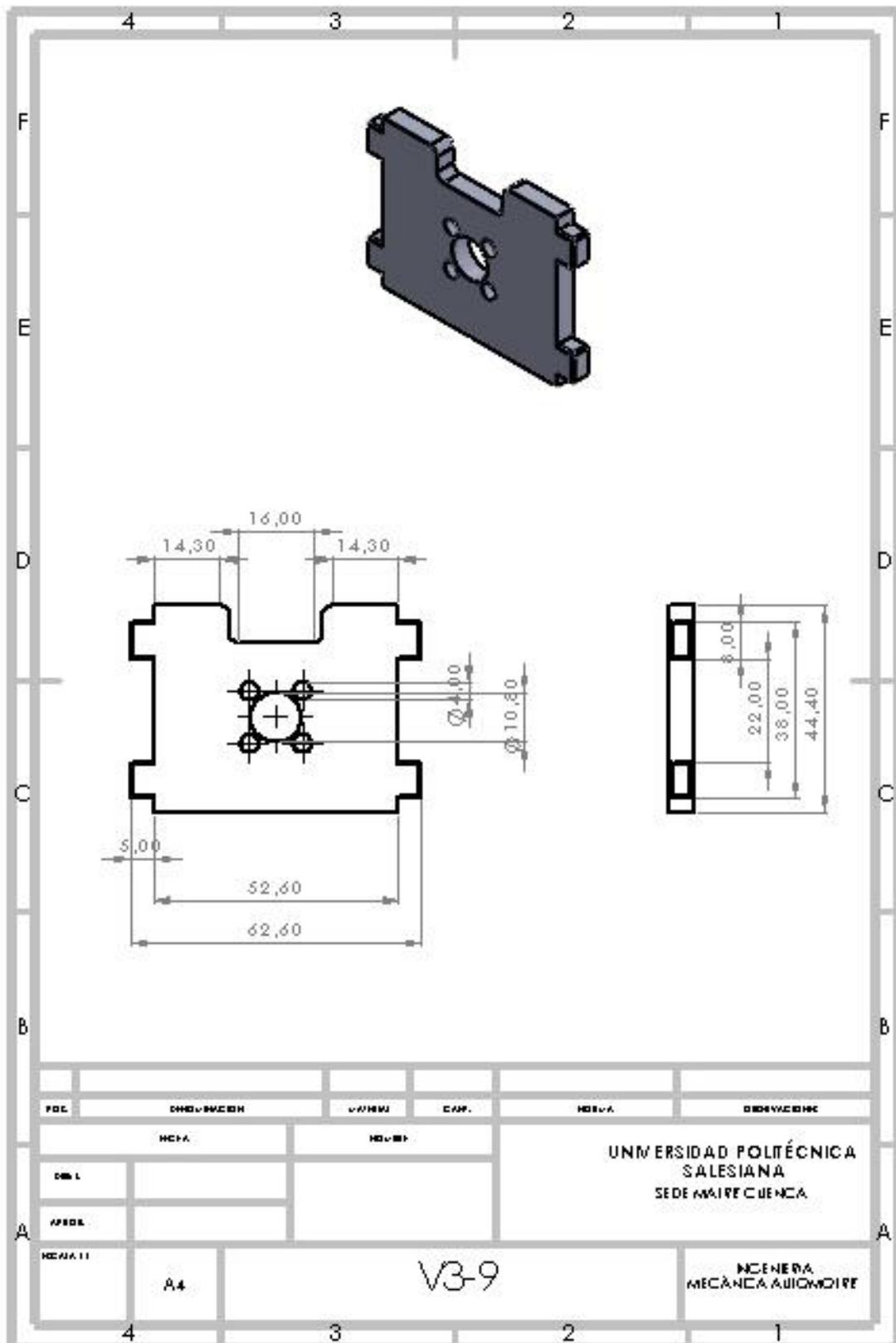
Anexo 8.- Base fija para el motor de paso



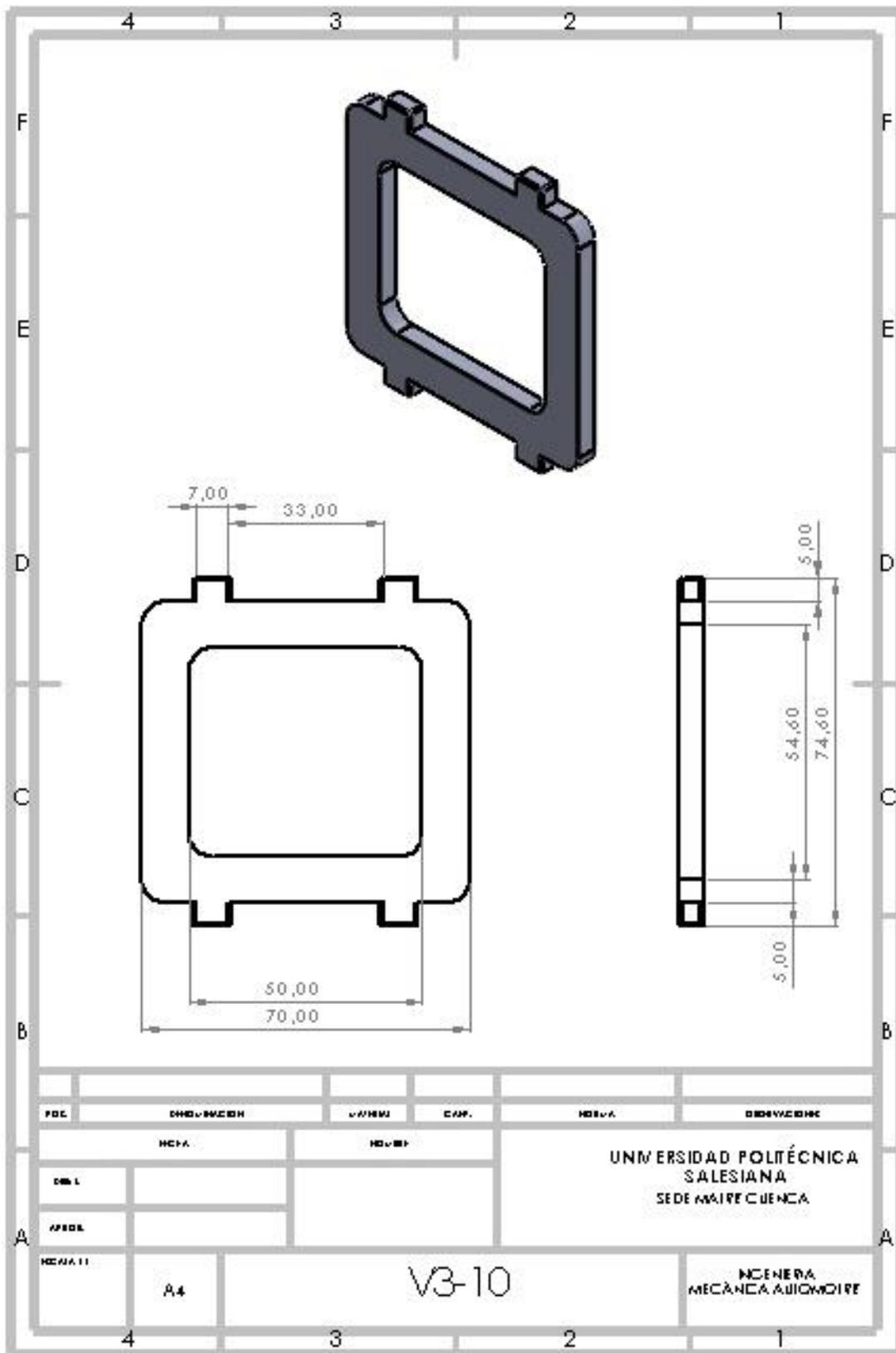
Anexo 9.- Placa de empuje para el ambú



Anexo 10.- Placa lateral de la estructura



Anexo 11.- Base para el acople del tornillo sin fin



Anexo 12.- Base superior del brazo

A2.- Código de Programación para Activación de Sensores

```
#define LCD_CS A3 // Chip Select goes to Analog 3
#define LCD_CD A2 // Command/Data goes to Analog 2
#define LCD_WR A1 // LCD Write goes to Analog 1
#define LCD_RD A0 // LCD Read goes to Analog 0
#define LCD_RESET A4 // Can alternately just connect to Arduino's reset pin

#include <SPI.h> // f.k. for Arduino-1.5.2
#include "Adafruit_GFX.h" // Hardware-specific library
#include <MCUFRIEND_kbv.h>
MCUFRIEND_kbv tft;

// Assign human-readable names to some common 16-bit color values:
#define BLACK 0x0000
#define BLUE 0x001F
#define RED 0xF800
#define GREEN 0x07E0
#define CYAN 0x07FF
#define MAGENTA 0xF81F
#define YELLOW 0xFFE0
#define WHITE 0xFFFF

int pulsante_1 = 37;
int pulsante_2 = 39;

float presion = 0;
float flujo = 0;

int val_presion = A10;
int val_flujo = A8;
String estado = "null";
```

```

int pul_a = 47;
int pul_b = 45;
int vol_salida = 46;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(pul_a, INPUT);
  pinMode(pul_b, INPUT);
  pinMode(vol_salida, OUTPUT);
  pinMode(val_flujo, INPUT);
  pinMode(val_presion, INPUT);
  pinMode(pulsante_1, OUTPUT);
  pinMode(pulsante_2, OUTPUT);
  uint16_t ID = tft.readID(); //
  if (ID == 0xD3D3) ID = 0x9481; // write-only shield
  // ID = 0x9329;           // force ID
  tft.begin(ID);
}

void loop() {
  lcd();
  //Serial.print("PA: "); Serial.println(digitalRead(pul_a));
  //Serial.print("PB: "); Serial.println(digitalRead(pul_b));
  if (digitalRead(pul_a) == HIGH) {
    digitalWrite(pulsante_1, HIGH);
    estado = "CMP";
  } else {
    digitalWrite(pulsante_1, LOW);
  }
  if (digitalRead(pul_b) == HIGH) {

```

```

    digitalWrite(pulsante_2, HIGH);
    estado = "EXP";
} else {
    digitalWrite(pulsante_2, LOW);
}
lectura_flujo();
lectura_presion();
}

void lectura_flujo() {
    float val = analogRead(val_flujo); // map(analogRead(val_flujo), 150, 280, 0.7, 4.4);

    float x = (5.79 * val) / 1024;
    //float y = (7.4638*x)-8.6848;
    float y = (18.278 * x) - 33.457;

    flujo = abs(y);
    // Serial.print("Lectura voltaje: "); Serial.print(x);
}
//float val_anterior = 0;
//float val_actual = 0;
void lectura_presion() {

    float val = analogRead(val_presion); // map(analogRead(val_flujo), 150, 280, 0.7, 4.4);
    // int vol = val_anterior - 350;
    float x = (5.70 * val) / 1024;
    float q = map(x, 0, 5, 5, 0);
    int sensorValue = analogRead(val_presion);
    float lambdaAFR = (map(sensorValue, 0, 1023, 255, 25 ));
    float lambdaAFR2 = lambdaAFR / 100;
    // Serial.print(" New map "); Serial.print(lambdaAFR2);
}

```

```

Serial.print(" Voltios: "); Serial.println(x);
float y = (-1.3 * x) + 3.539 ; // float y = (-1.0894 * x) + 78.007 ;
presion = y;

//////////

// float v = (5 * lambdaAFR2)/255 ;
float v = (255*lambdaAFR2 )/5.70 ;
// Serial.print(" Vol arduino: ");Serial.println(v);
analogWrite(vol_salida,v);}

void lcd() {
  tft.setRotation(1); // Establecemos la posición de la pantalla Vertical u Horizontal
  // tft.invertDisplay(true);
  tft.drawRoundRect(4, 50, 475, 240, 20, CYAN); // Dibujamos un cuadrado/rectangulo con
los vertices redondeados relleno de color
  // automatico si el texto es mayor que el tamaño del LCD
  tft.setCursor(160, 10); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)
  tft.setTextSize(4); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)
  tft.setTextColor(WHITE); // Definimos el color del texto
  tft.println("Control"); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea

  // tft.invertDisplay(false);

  tft.setCursor(15, 80); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)
  tft.setTextSize(3); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)
  tft.setTextColor(CYAN); // Definimos el color del texto
  tft.println("PRESION"); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea

  ///////////777

```

```
tft.setCursor(15, 150); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(3); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(CYAN); // Definimos el color del texto  
tft.println("FLUJO:"); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea  
////////////////
```

```
////////////////777
```

```
tft.setCursor(15, 220); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(3); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(CYAN); // Definimos el color del texto  
tft.println("ESTADO:"); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea  
////////////////
```

```
////////////////
```

```
tft.fillRect(150, 65, 190, 55, BLACK);  
//delay(500);  
tft.setCursor(151, 70); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(5); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(WHITE); // Definimos el color del texto  
tft.println(presion); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea  
////////////////
```

```
////////////////777
```

```
tft.setCursor(355, 80); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(4); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(WHITE); // Definimos el color del texto  
tft.println("kpa"); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea
```

```
//////////
```

```
//////////
```

```
tft.fillRect(150, 135, 190, 55, BLACK);  
tft.setCursor(151, 140); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(5); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(WHITE); // Definimos el color del texto  
tft.println(flujo); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea
```

```
//////////
```

```
//////////777
```

```
tft.setCursor(355, 150); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(4); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(WHITE); // Definimos el color del texto  
tft.println("g/s"); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea
```

```
//////////
```

```
//////////
```

```
tft.fillRect(150, 200, 190, 55, BLACK);  
tft.setCursor(160, 210); // Situamos el cursor en la posicion del LCD deseada,  
// (X, Y) siendo X el ancho (240 px max.) e Y el alto (320 px max.)  
tft.setTextSize(5); // Definimos tamaño del texto. (Probado tamaños del 1 al 10)  
tft.setTextColor(WHITE); // Definimos el color del texto  
tft.println(estado); // Escribimos nuestro texto en el LCD. Realizará un salto de linea
```

```
//////////
```

```
//delay(1000);
```

```
}
```

A3.- Códigos de Programación para Activación del Motor Nema 17.

```
//int val=A1;
int PUL = 7;
int DIR = 6;
int EN = 5;
int p_1 = 2;
int p_2 = 3;
int pulsante_A = 0;
int pulsante_B = 0;
int potenciometro = A1;
int val_pot = 0;
int vel = 0;
int estado = 0;
int aux1 = 0;
int aux2 = 0;
int estado_pulsante = 0;
/////
byte inicio = 0;
int stop_estado = 9;
int buttonState = 0; // variable for READING the pushbutton status
int variable_buttonState = 0; // variable for STORING the pushbutton status

int var = 0;
int velocidad = 0;
int entrada_a = 11;
int entrada_b = 10;
void setup() {
  Serial.begin(9600);
  pinMode(entrada_a, INPUT);
  pinMode(entrada_b, INPUT);
  pinMode(p_1, OUTPUT);
```

```

pinMode(p_2, OUTPUT);
pinMode(PUL, OUTPUT);
pinMode(DIR, OUTPUT);
pinMode (EN, OUTPUT);
pinMode(stop_estado, INPUT);
digitalWrite(EN, HIGH);
pinMode(potenciometro, INPUT);
digitalWrite(DIR, HIGH);
delay(4000);
//Serial.print("val: "); Serial.println(digitalRead(p_1));
while (var < 1) {
    // Serial.print("val: ");Serial.println(digitalRead(p_1));

    // Serial.print("val: ");Serial.println(digitalRead(p_1));
    // Serial.print("val 1: "); Serial.print(digitalRead(entrada_b));
    // Serial.print(" val 2: "); Serial.println(digitalRead(entrada_a));
    if (digitalRead(entrada_a) == HIGH) {
        var = 1;
    } else {
        digitalWrite(PUL, HIGH);
        delayMicroseconds(400);
        digitalWrite(PUL, LOW);
        delayMicroseconds(400);
    }

void loop() {
//Serial.print("P1:          ");Serial.print(digitalRead(p_1));Serial.print("          P2:
");Serial.println(digitalRead(p_2));

if (digitalRead(stop_estado) == HIGH) {
    variable_buttonState = !variable_buttonState;

```

```

    delay(250);
}
if (variable_buttonState == HIGH) {
    if (estado_pulsante == 1) {
        digitalWrite(DIR, HIGH);
    } else if (estado_pulsante == 2) {
        digitalWrite(DIR, LOW);
    }
    principal();

} else {
    digitalWrite(PUL, LOW);
    //digitalWrite(DIR, LOW);
}

void principal() {

    veloc();
    if (digitalRead(entrada_b) == HIGH && aux1 == 0) {
        aux2 = 0;
        estado = 2;
        digitalWrite(DIR, HIGH);
        digitalWrite(p_1, HIGH);
        digitalWrite(p_2, LOW);
        // estado_pulsante = 1;
        aux1 = 1;
    }
    if (digitalRead(entrada_a) == HIGH && aux2 == 0) {
        aux1 = 0;
        estado = 1;
        digitalWrite(DIR, LOW);
    }
}

```

```
digitalWrite(p_1, LOW);
digitalWrite(p_2, HIGH);
aux2 = 1;
}

if (estado == 1) {
  digitalWrite(PUL, HIGH);
  delayMicroseconds(velocidad);
  digitalWrite(PUL, LOW);
  delayMicroseconds(velocidad);
} else if (estado == 2) {
  digitalWrite(PUL, HIGH);
  delayMicroseconds(velocidad);
  digitalWrite(PUL, LOW);
  delayMicroseconds(velocidad);
}

}

void veloc() {
  velocidad = map(analogRead(potenciometro), 0, 1023, 1250, 200);
```