

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

Diseño de Ventilador Mecánico Inteligente para pacientes con COVID-19
en UCI de hospitales

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

Ángel Enrique Araujo Herrera

Geovani Alexis Campos Guato

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2021

DEDICATORIA

Este trabajo se lo dedico primero a DIOS porque sin él no soy nada, a mis padres, Julio e Italia, quienes me han apoyado incondicionalmente toda la vida, a mi novia Genesis quien ha sido fundamental para este gran logro, dándome amor, ánimo y creyendo en mí, al resto de mi familia, y además a todos los que en algún momento me han dado una ayuda, un consejo, una amistad, ahora puedo decir, ¡LO HE LOGRADO!

Angel Enrique Araujo Herrera

Este trabajo se lo dedico a mis padres Geovany y Esthela, quienes siempre me han sabido comprender y apoyar, a mi familia por el afecto y la alta estima que me han tenido a lo largo de mi vida y carrera y a mis amigos de la carrera, quienes hicieron de esta la mejor etapa de mi vida. A todos ustedes solo puedo decirles gracias por todo y daré lo mejor de mi para cumplir sus expectativas. ¡Vamos por más éxitos tanto personales como profesionales!

Geovani Alexis Campos Guato

AGRADECIMIENTOS

Agradezco enormemente a mis padres, por la paciencia y apoyo incondicional que me han mostrado, a mi madre quien con su ejemplo de perseverancia me enseñó que nunca es tarde para conseguir una meta, y a mi novia Genesis por todo el tiempo que me ha acompañado, ayudado, animado, aconsejado y AMADO.

Angel Enrique Araujo Herrera

Agradezco a mis padres por todo el esfuerzo que han invertido a lo largo de su vida para ayudarme a llegar a este punto de mi vida, por los valores que me inculcaron y las enseñanzas que me brindaron. Agradezco también a mi abuela Fabiola y a toda mi familia por sus buenos deseos, consejos y acompañamiento en esta etapa universitaria.

Geovani Alexis Campos Guato

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponden conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; Angel Enrique Araujo Herrera, Geovani Alexis Campos Guato y damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



**Angel Enrique Araujo
Herrera**



**Geovani Alexis
Campos Guato**

EVALUADORES



Firmado electrónicamente por:
**FRANCIS RODERICH
LOAYZA PAREDES**

Ing. Loayza Francis Roderich, PhD

PROFESOR DE LA MATERIA



Firmado electrónicamente por:
**JORGE LUIS
HUREL EZETA**

Ing. HUREL JORGE LUIS, PhD

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

En el presente proyecto se diseñó un ventilador mecánico por control de volumen que funciona en ventilación mandatoria continua, el cual fue capaz de cumplir los parámetros de operación mínimos establecidos para pacientes en UCI con covid-19. Posteriormente se construyó un prototipo para demostrar el funcionamiento básico, calibración de este para su replicación y encontrar posibles mejoras futuras. Los objetivos fueron la compatibilidad con código abierto, transparencia en el diseño y fabricación, la selección de componentes estándar que sean accesibles, la capacidad de ventilar en síndrome de dificultad respiratoria aguda, y hacerlo con el menor costo posible sin comprometer la calidad del equipo. Se seleccionó el AMBU como fuente de oxígeno y un mecanismo de tornillo de potencia con motor de pasos que permitió el control de la velocidad y longitud de compresión del AMBU. Además, se seleccionó a Arduino como microcontrolador, con ello un sensor de flujo y presión de grado médico. De la construcción del prototipo se obtuvo una guía para la calibración, con lo que se generó curvas de flujo versus tiempo, que sirvieron para aproximar el volumen corriente entregado. Se concluyó mediante las pruebas que el prototipo satisface los requerimientos de volumen corriente, frecuencia respiratoria y relación I:E, se especificaron todos los elementos seleccionados que corresponden al circuito respiratorio ya sean manuales o electrónicos, y se obtuvo un modelo 3D con todos los elementos que tendría el equipo diseñado con su respectivo presupuesto base de 360 USD.

Palabras Clave: Volumen corriente, Relación I:E, Frecuencia respiratoria, AMBU, Control de Volumen

ABSTRACT

In this project, a volume-control mechanical ventilator was designed that works in continuous mandatory ventilation, which was able to meet the minimum operating parameters established for ICU patients with COVID-19. Subsequently, a prototype was built to demonstrate the basic operation, calibrating it for replication and finding possible future improvements. The goals were open-source compatibility, transparency in design and manufacturing, selection of standard components that are accessible, the ability to ventilate in acute respiratory distress syndrome, and to do so at the lowest possible cost without compromising the quality of the equipment. The AMBU was selected as the oxygen source and a stepper motor power screw mechanism that allowed control of the speed and compression length of the AMBU. Additionally, Arduino was selected as the microcontroller, thereby a medical grade pressure and flow sensor. From the construction of the prototype, a calibration guide was obtained, with which flow versus time curves were generated, which served to approximate the delivered tidal volume. It was concluded through the tests that the prototype satisfies the requirements of tidal volume, respiratory rate and I: E ratio, all the selected elements that correspond to the respiratory circuit were specified, whether manual or electronic, and a 3D model was obtained with all the elements. that the equipment would have designed with its respective base budget of 360 USD.

Keywords: *Tidal Volume, I: E Ratio, Respiratory Rate, AMBU, Volume Control*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT.....	II
ÍNDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA.....	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS	X
ÍNDICE DE TABLAS	XII
CAPÍTULO 1	1
1. Introducción.....	1
1.1 Definición del Problema	1
1.2 Justificación del proyecto	2
1.3 Objetivos	2
1.3.1 Objetivo General.....	2
1.3.2 Objetivos Específicos.....	2
1.4 Marco teórico	3
1.4.1 Ventilación Mecánica	3
1.4.2 Ventilación Mandatoria Continua	3
1.4.3 Modos de ventilación	3
1.4.4 Ventilador Mecánico	4
1.4.5 Curvas de respiración	5
1.4.6 Parámetros de ventilación	8
CAPÍTULO 2	12
2. Metodología.....	12
2.1 Definición del mecanismo impulsor del ventilador.	12
2.1.1 Formulación y Análisis del problema.....	12

2.1.2	Planteamiento de Objetivos	13
2.1.3	Ponderación de Objetivos	14
2.1.4	Métricas	16
2.1.5	Restricciones de Diseño	17
2.1.6	Funciones del dispositivo	19
2.2	Metodología de Diseño	20
2.3	Requerimientos del Usuario	21
2.3.1	Ponderación de los requerimientos del usuario	21
2.4	Estudio de la competencia	25
2.5	Conceptualización de las Posibles Soluciones	25
2.5.1	Selección de la mejor solución.....	27
2.6	Diseño Detallado	31
2.6.1	Selección del mecanismo impulsor	31
2.6.2	Selección del tornillo de potencia.....	32
2.6.3	Selección del servomotor.....	35
2.6.4	Selección del Chumacera	37
2.6.5	Diseño de Soportes del Motor y Chumacera.....	38
2.6.6	Selección de componentes electrónicos	39
CAPÍTULO 3		41
3.	Resultados Y ANÁLISIS	41
3.1.1	Selección de materiales.....	41
3.2	Análisis de Esfuerzos en el tornillo	41
3.2.1	Esfuerzo a la Tensión	42
3.2.2	Esfuerzo Cortante.....	42
3.2.3	Esfuerzo a la Torsión	43
3.2.4	Esfuerzo Flexionante en la raíz de la rosca	43

3.3	Selección del Motor.....	44
3.3.1	Velocidad de Rotación.....	45
3.3.2	Torque del Motor.....	45
3.4	Selección de Rodamiento.....	46
3.5	Placa soporte de motor y de eje.....	48
3.6	AMBU Resucitador.....	49
3.7	Arduino y Driver.....	50
3.7.1	Arduino Mega.....	50
3.7.2	Servo Driver para el motor Nema.....	51
3.8	Sensores.....	51
3.9	Alarmas y Pantalla.....	54
3.10	Prototipo.....	54
3.11	Curvas de Flujo VS Tiempo.....	56
3.12	Calibración del prototipo.....	58
3.13	Tabla Resumen de Resultados.....	59
3.14	ANALISIS DE RESULTADOS.....	60
3.14.1	Selección de materiales.....	60
3.14.2	Selección del mecanismo.....	60
3.14.3	Selección del motor.....	61
3.14.4	Factores de seguridad.....	62
3.14.5	Calibración del equipo.....	63
3.14.6	Controlador, sensores y electrónica.....	64
CAPITULO 4.....		66
4.	CONCLUSIONES y recomendaciones.....	66
4.1	Conclusiones.....	66
4.2	Recomendaciones.....	67

ABREVIATURAS

OMS	Organización Mundial de la salud
UCI	Unidad de Cuidados Intensivos
SDRA	Síndrome de Dificultad Respiratoria Aguda
CMV	Ventilación Mandatoria Continua
VC	Control por Volumen
PC	Control por Presión
PRVC	Control de Volumen Regulado por Presión
VT	Volumen Tidal
IRV	Volumen de Reserva Inspiratoria
ERV	Volumen de Reserva Espiratoria
IVC	Capacidad Vital Inspiratoria
RV	Volumen Residual
IC	Capacidad Inspiratoria
FRC	Capacidad Residual Funcional
TLC	Capacidad Pulmonar Total
I:E	Relación Inspiración Espiración
FR	Frecuencia Respiratoria
PEEP	Presión al Final de la Espiración
Ti	Tiempo de Espiración
Te	Tiempo de Espiración
Q	Fujo de Aire
Pi	Presión de Inspiración
FiO ₂ %	Fracción de Inspiración de Oxígeno
RMVS	Rapidly Manufactured Ventilator System
PAHO	Organización Panamericana de la Salud
PVC	Policloruro de Vinilo
HEE	Hospital Eugenio Espejo
RPM	Respiraciones por Minuto
AISI	American Iron and Steel Institute
ASME	Asociación de Ingenieros Mecánicos
LCD	Liquid Crystal Display

ARCSA Agencia de regulación, control y vigilancia sanitaria

SIMBOLOGÍA

N	Newtons
ml	mililitros
min	minutos
s	segundos
rpm	revoluciones por minuto
cmH ₂ O	centímetros de columna de agua
L/min	Litros por minuto
F	Carga del tornillo de potencia y motor
R _x	Reacción en el eje x
R _y	Reacción en el eje y
M	Momento de reacción
A _f	Área de esfuerzo por tensión
d _r	diámetro menor del tornillo
σ_t	Esfuerzo a la tensión
τ_s	Esfuerzo cortante
τ	Esfuerzo de torsion
σ	Esfuerzo Equivalente
S _y	Resistencia a la tensión
n	Factor de seguridad
p	paso del tornillo
d _p	diámetro de paso del tornillo
d _c	diámetro del collarín
μ_c	Coeficiente de fricción
L	Avance del tornillo
T	Torque Resutante
σ_f	Esfuerzo de flexión
c	distancia del eje neutro a la fibra externa
I	Inercia de la forma
mm	milímetros

MPa	Mega pascales
Nm	Newton metros
A	Amperios
Kgcm	Kilogramos centímetros
V	Voltios
m	metros
KB	Kilobytes
MHz	Megahercios
mA	miliamperios
I máx	Corriente máxima
Vref	Voltaje de referencia
Rs	Factor de corrección de voltaje
MBAR	Mega bares
W	Vatios

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Partes básicas que conforman al ventilador mecánico	5
Figura 1.2 Volúmenes y capacidades pulmonares, fuente: Estudio de la función pulmonar en el paciente colaborador. Parte I [5].	6
Figura 1.3 Curvas de flujo/tiempo en las modalidades controladas por volumen, fuente: Monitorización de la mecánica ventilatoria. Medicina Intensiva de M. Pérez y J. Mancebo [6].	7
Figura 1.4 Curva de presión- tiempo en las modalidades controladas por volumen, fuente: Monitorización de la mecánica ventilatoria. Medicina Intensiva de M. Pérez y J. Mancebo [6].	8
Figura 2.1 Ilustración gráfica de los estados A y B	13
Figura 2.2 Árbol de Objetivos del ventilador mecánico inteligente.	14
Figura 2.3 Caja negra del ventilador mecánico inteligente.	19
Figura 2.4 Funciones secundarias realizadas dentro de la caja blanca del ventilador mecánico inteligente.....	20
Figura 2.5 Mapa Conceptual de la metodología de diseño ordenada.	20
Figura 2.6 Boceto del dispositivo con turbina centrífuga.....	26
Figura 2.7 Boceto dispositivo motor-leva-seguidor	26
Figura 2.8 Boceto dispositivo motor-tornillo-placa.	27
Figura 2.9 Diseño de forma de prototipo preliminar	32
Figura 2.10 Tornillo de avance impulsado por un servomotor para usarse como un dispositivo de posicionamiento. Fuente: Diseño de Máquinas, Norton.	33
Figura 2.11 Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) del tornillo de potencia.....	33
Figura 2.12 Dimensiones de rosca cuadrada para tornillo de potencia. Fuente: Diseño de Máquinas, Norton.	36
Figura 2.13 Diagrama de cuerpo libre de la placa móvil.	38
Figura 2.14. Diagrama de elementos comunes en un ventilador mecánico, fuente: Proyecto MASI.	40
Figura 3.1 Motor de pasos Nema 17, fuente: Stepper Motors Catalogue [11].	45
Figura 3.2 Selección del motor de pasos del catálogo del fabricante. [11].	46
Figura 3.3 Especificaciones del cojinete de bolas K08.	47

Figura 3.4 Factores V, X y Y para cojinetes radiales.	47
Figura 3.5 AMBU resucitador y complementos.....	50
Figura 3.6 Esquema de Conexiones entre Arduino MEGA, motor de pasos Nema 17 y driver A4988.....	51
Figura 3.7 Sensor Hamilton para volumen, flujo y presión.....	52
Figura 3.8 Sensor AO2 para oxígeno.	53
Figura 3.9 Vista Explosión del dispositivo y sus partes.....	55
Figura 3.10 Render Ventilador Mecánico Inteligente ½.	55
Figura 3.11 Render Ventilador Mecánico Inteligente 2/2.	56
Figura 3.12 Prototipo Preliminar.	56
Figura 3.13 Grafica Flujo vs tiempo para 1400 pasos con un Ti de 1 segundo.....	56
Figura 3.14 Grafica Flujo vs tiempo para 1300 pasos con un Ti de 1 segundo.....	57
Figura 3.15 Grafica Flujo vs tiempo para 1250 pasos con un Ti de 1.15 segundo.....	57
Figura 3.16 Grafica Flujo vs tiempo para 1200pasos con un Ti de 1.1 segundo.....	57

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Parámetros mínimos que debe cumplir la ventilación mecánica.	10
Tabla 2.1 Objetivos ponderados.....	15
Tabla 2.2 Cuadro de Métricas aplicadas a los objetivos del proyecto.....	16
Tabla 2.3 Acciones que el diseño debe cumplir.....	17
Tabla 2.4 Acciones que el diseño debe impedir.	18
Tabla 2.5 Restricciones de diseño para el ventilador mecánico basado en resucitador AMBU.....	18
Tabla 2.6 Necesidades a satisfacer por parte del ventilador mecánico basado en AMBU según su clase Restricción (R), Objetivo (O), Función (F) y Medio (M).	21
Tabla 2.7 Cuadro para encuesta sobre las características más importantes en los ventiladores mecánicos inteligentes desde el punto de vista del usuario.	22
Tabla 2.8 Cuadro de relación entre requerimientos del usuario y requisitos funcionales.	23
Tabla 2.9 Medios para satisfacer los requerimientos planteados para el diseño.	24
Tabla 2.10 Especificaciones Técnicas Generales de Respiradores Mecánicos Competidores.....	25
Tabla 2.11 Ponderación de criterios para selección de la mejor solución.	29
Tabla 2.12 Cuadro de Posibles Soluciones.	29
Tabla 2.13 Ponderación de preferencia de cada solución con relación a la seguridad.	29
Tabla 2.14 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al funcionamiento sencillo.	30
Tabla 2.15 Ponderación de preferencia de cada solución con relación a la alta durabilidad.	30
Tabla 2.16 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al costo de operación.	30
Tabla 2.17 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al costo de manufactura.	30
Tabla 2.18 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al diseño compacto.	30
Tabla 2.19 Ponderación de las posibles soluciones en función de los criterios definidos.	31

Tabla 3.1 Resultados para el tornillo de potencia.	41
Tabla 3.2 Fuerzas que actúan sobre el tornillo de potencia.	42
Tabla 3.3 Especificaciones del motor Nema17 seleccionado.	46
Tabla 3.4 Parámetros dimensionales usados para el cálculo de esfuerzo en la placa. .	48
Tabla 3.5 Datos Técnicos del AMBU Resucitador.	49
Tabla 3.6 Especificaciones técnicas del microprocesador Arduino MEGA.	50
Tabla 3.7 Especificaciones técnicas driver A4988	51
Tabla 3.8 Datos técnicos Sensor Hamilton.	52
Tabla 3.9 Datos técnicos Sensor de Oxígeno CiTicel.	53
Tabla 3.10 Parámetros obtenidos por medio del equipo	58
Tabla 3.11 Resultados obtenidos con sus respectivos precios en el mercado.	59

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Definición del Problema

Desde el momento que se conoció el brote de la enfermedad COVID-19, la cantidad de personas contagiadas aumentó dramáticamente en todo el mundo, como respuesta ante tal situación la Organización Mundial de la Salud (OMS) declaró la enfermedad COVID-19 como pandemia un miércoles 11 de marzo de 2020, la comunidad científica se puso en alerta inmediatamente, ya que la rápida propagación de la enfermedad tuvo como consecuencias el incremento en la mortalidad debido a la escasez de insumos, UCI y ventiladores mecánicos, en el presente, el tratamiento del COVID-19 se basa principalmente en apoyo a los pacientes que presentan un cuadro clínico correspondiente al síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA), que es el mayor causante de fallecimiento, tanto autoridades gubernamentales como el sector privado se han propuesto el desarrollo y fabricación de ventiladores mecánicos inteligente para solventar su necesidad al momento de dar soporte vital al paciente.

Se consideró el aspecto de **salud pública** debido al riesgo que corren los pacientes que lo necesitan, el incorrecto funcionamiento del equipo podría causar lesiones graves o la muerte. Por lo que se deben considerar los parámetros de ventilación específica para la condición médica de los pacientes, tiene que ser capaz de trabajar por varios días de forma ininterrumpida, debe ser de uso intuitivo y adaptable a diferentes espacios, el aspecto **social** se puede relacionar al libre acceso a estas tecnologías, compatibles con código abierto y transparencia del diseño en todos sus componentes, los materiales usados no deben ser contaminantes, y por estar destinados a varios pacientes deben ser reutilizables, con lo que se cuida el aspecto **ambiental**. Los materiales de fácil acceso, la transparencia de diseño y disponibilidad de tecnologías de fabricación en el mercado debería reducir en gran medida el precio del producto respecto a los modelos comerciales

existentes, cuidando la economía del sector de salud pública y privada. En cuanto a **seguridad y bienestar**, es imperativo que el sistema sea impermeable y de fácil limpieza debido a la exposición de este a pacientes con covid-19 y el riesgo que implica a salud de las demás personas, por aspectos **globales** se debe manejar normas estándar de suministros de electricidad y gas para que sean replicables a nivel mundial, además la propiedad intelectual no debe interferir en su replicación, en relación con el aspecto técnico, las tecnologías y materiales involucrados en su manufactura y ensamble deben estar ampliamente disponibles en el mercado para que se pueda replicar en cualquier parte del mundo, no tiene impacto en el aspecto **cultural** debido a la universalidad del problema sanitario, todos podrían necesitar un ventilador mecánico al estar en una UCI.

1.2 Justificación del proyecto

Como resultado de la gravedad de la pandemia, el país se declaró en emergencia sanitaria, obligando al sector médico a intensificar sus esfuerzos por salvar vidas y a las autoridades a poner en marcha programas de adquisición de los insumos necesarios, como parte de proyecto de titulación y responsabilidad moral, este grupo de trabajo realizará el diseño de un ventilador mecánico inteligente para pacientes con COVID-19 en UCI de hospitales, considerando normas técnicas y especificaciones de diseño acorde a los requerimientos generales del departamento médico que le dará uso.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Diseñar un ventilador mecánico inteligente de bajo costo para el tratamiento a los pacientes contagiados con el COVID-19 en UCI.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Seleccionar componentes estándar que sean accesibles.
2. Compatibilidad de "código abierto" y transparencia de diseño y fabricación que permita su reproducción de manera fácil y rápida.

3. Capacidad para ventilar en el síndrome de dificultad respiratoria aguda.
4. Menor costo posible para garantizar que esté al alcance de uso por parte de cualquier paciente.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Ventilación Mecánica

La ventilación mecánica es el tratamiento que se proporciona a personas que padecen insuficiencia respiratoria, la cual en pacientes con COVID-19 se presenta clínicamente como hipoxemia progresiva que es un descenso en la presión parcial de oxígeno en la sangre arterial inferior a 60 mm Hg, equivalente también a una saturación de oxígeno por debajo de 90,7%, es decir que su sangre tiene poco oxígeno o mucho dióxido de carbono, este padecimiento puede en un lapso de hasta 5 días en promedio, provocar que varios órganos colapsen y esto podría ser fatal para las personas, este tratamiento se proporciona en unidades de cuidados intensivos (UCI) de centros médicos públicos y privados, actualmente para dar soporte vital a pacientes con COVID-19 en estado crítico. [1]

1.4.2 Ventilación Mandatoria Continua

Es una secuencia ventilatoria en la cual todas las respiraciones son mandatorias, es decir que no hay respiraciones espontáneas permitidas, bajo la CMV englobamos todas las respiraciones ya sean iniciadas por la máquina (controladas) o iniciadas por el paciente (asistidas) y en ambos casos terminadas o cicladas por la máquina. En la CMV se programa una frecuencia respiratoria mínima, pero puede ser aumentada por el paciente. [2].

1.4.3 Modos de ventilación

Los dos modos de ventilación mecánica más comunes en el mundo son el control de volumen (VC) y el control de presión (PC). VC es flujo controlado, y un volumen de marea garantizado y ventilación diminuta asegurada, pero en escenarios donde el flujo deseado es menor que el flujo entregado, se

produce la asincronía paciente-ventilador. La PC tiene una presión inspiratoria establecida: el deseo neuronal de flujo se puede sincronizar con el flujo entregado dada la variabilidad del flujo. Estos modos tradicionales tienen un esquema de focalización de punto de ajuste, en otras palabras: lo que el clínico establece, el ventilador entregará. Los modos de ventilador se están volviendo cada vez más sofisticados, y los ajustes que antes requerían la entrada y el ajuste por parte del médico ahora se están automatizando. El control de volumen regulado por presión (PRVC) es un ejemplo de un esquema de focalización adaptativa, en el sentido de que existe la focalización adaptativa de la presión inspiratoria con el objetivo de entregar la ventilación diminuta deseada / volumen corriente. En un esquema de focalización adaptativa, el ventilador utiliza un método de retroalimentación sobre una base de respiración a respiración, para ajustar continuamente la presión entregada para lograr el objetivo de volumen de marea. PRVC teóricamente proporciona los beneficios del flujo variable de PC junto con la ventilación diminuta garantizada de VC. [3]

1.4.4 Ventilador Mecánico

El ventilador mecánico es el artefacto que cumple con la función de soporte vital al paciente con Insuficiencia Respiratoria, mediante básicamente la aplicación de un gradiente de presión entre el sistema respiratorio del paciente y una bolsa de respiración artificial, permitiendo un intercambio óptimo de gases en los pacientes que están incapacitados para realizar dicha acción por sí mismos correctamente, se maneja por parámetros tales como presión, flujo o caudal y tiempo. [4]

Entre las operaciones que debe realizar el ventilador mecánico está la recepción del gas que exhala el paciente y su respectiva filtración, proporcionar el gas que va a ser inhalado regulando previamente su temperatura, humedad, concentración de oxígeno y velocidad, además de dar alarma de acuerdo con las condiciones del paciente.

Está conformado por un conjunto de elementos que permiten transformar la energía eléctrica con la que se alimenta el dispositivo, en energía mecánica, con el fin de transportar el gas que solventará la insuficiencia respiratoria del paciente, existen diversos mecanismos aplicables a tal efecto, en este proyecto el diseño se limitó al uso de un **Resucitador AMBU**, el cual es una bolsa que puede ser alimentada tanto con aire como con una mezcla entre aire y oxígeno, que al ser presionada de forma manual proporciona un flujo de dicho gas que ayuda a respirar de forma parcial o completa al paciente con SDRA.

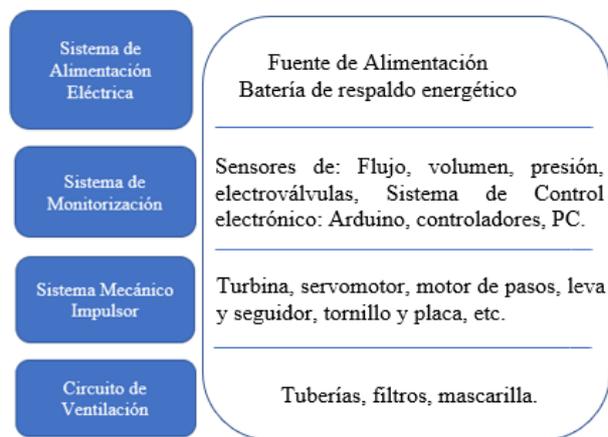


Figura 1.1 Partes básicas que conforman al ventilador mecánico

La figura 1.1 muestra las partes básicas que componen un ventilador mecánico, para cada una se describe los componentes internos que puede contener.

1.4.5 Curvas de respiración

En la respiración existe un intercambio de gases cuyo comportamiento se describe en la siguiente curva.

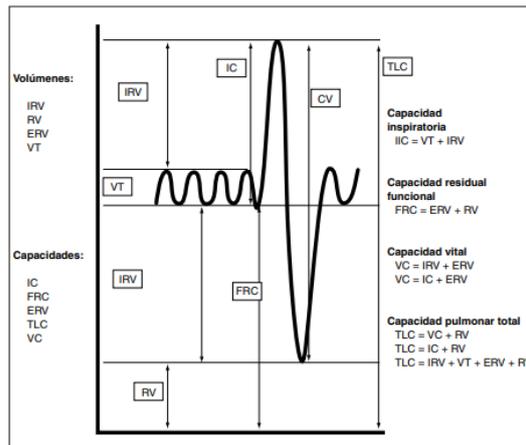


Figura 1.2 Volúmenes y capacidades pulmonares, fuente: Estudio de la función pulmonar en el paciente colaborador. Parte I [5].

La respiración se asemeja a una función sinusoidal en un plano Volumen/tiempo y las capacidades y volúmenes pulmonares son: VT (volumen corriente), IRV (volumen de reserva inspiratoria), ERV (volumen de reserva espiratoria), IVC (capacidad vital inspiratoria), RV (volumen residual), IC (capacidad inspiratoria), FRC, (capacidad residual funcional), TLC (capacidad pulmonar total).

En la ventilación mecánica controlada por volumen, las curvas son diferentes debido al mecanismo que impulsa las respiraciones. Solo existen presiones positivas a diferencia de la respiración natural y su comportamiento se describe en las siguientes curvas:

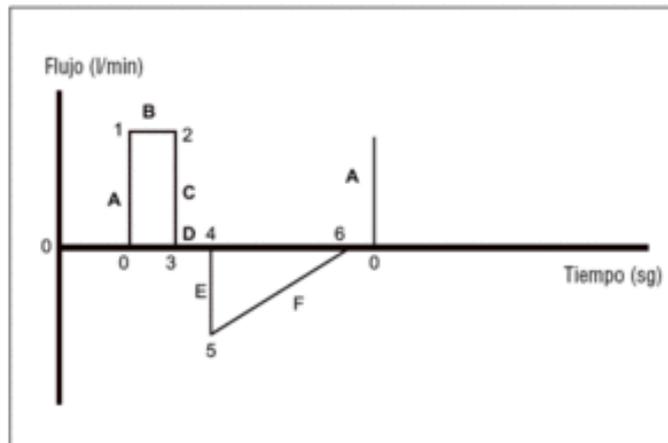


Figura 1.3 Curvas de flujo/tiempo en las modalidades controladas por volumen, fuente: Monitorización de la mecánica ventilatoria. Medicina Intensiva de M. Pérez y J. Mancebo [6]

Según lo que se describe en el libro **Monitorización de la mecánica ventilatoria. Medicina Intensiva** de M. Pérez y J. Mancebo, en la figura 1.3 se muestran las curvas de Flujo vs Tiempo para ventilación mecánica en modalidad controlada por volumen, de acuerdo con la figura el tramo inicial A que va desde el punto 0 al 1 describe el ascenso inicial hasta el flujo inspiratorio máximo, el tramo B correspondiente desde el punto 1 al 2, describe un flujo constante durante la inspiración posteriormente el tramo C desde el punto 2 al 3, el cese de flujo inspiratorio al final de la inspiración, Inmediatamente se aprecia una pausa inspiratoria (flujo=0) en el tramo D, yendo desde el punto 3 al 4, continua la espiración en tramo E desde el punto 4 al 5, llegando a un flujo espiratorio máximo y finalmente en el tramo F desde el punto 5 al 6 el flujo espiratorio decrece hasta cesar (flujo=0).

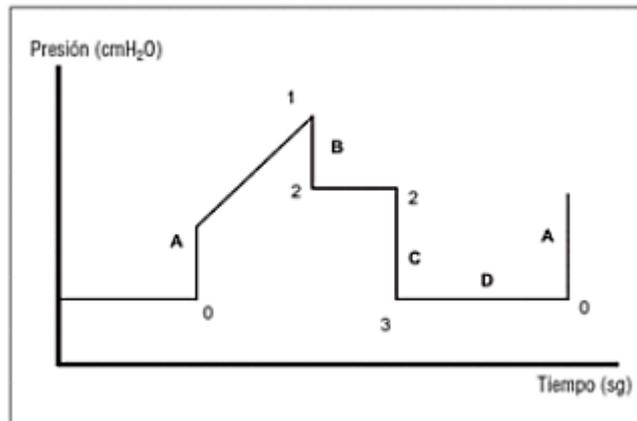


Figura 1.4 Curva de presión- tiempo en las modalidades controladas por volumen, fuente: Monitorización de la mecánica ventilatoria. Medicina Intensiva de M. Pérez y J. Mancebo [6]

La figura 1.4 muestra la curva de presión-tiempo para ventilación mecánica en modalidad controlada por volumen, yendo del punto 0 al 1 en el tramo A se describe un aumento de la presión inspiratoria, posteriormente en el tramo B correspondiente a los puntos 1 al 2, una baja de la presión durante la pausa inspiratoria, el tramo C que va desde los puntos 2 al 3 corresponde a una baja de presión durante la inspiración y finalmente en los puntos 3 al 0 que es el tramo D muestra la presión espiratoria.

1.4.6 Parámetros de ventilación

En la ventilación mecánica controlada por volumen, los parámetros a controlar son: **Volumen corriente, Flujo de aire en la inspiración, Tiempo de inspiración, Relación I:E, y Frecuencia respiratoria.**

Otros parámetros importantes que se deben cuidar en la ventilación mecánica son dos: **Presión máxima** y **Presión de meseta**. Dichas presiones se alcanzan durante la espiración y al final de ella respectivamente. Además, estos parámetros no son controlados, debido a que dependen de los demás parámetros como flujo. [7]

El flujo de aire (Q) es controlado y debe ser constante en la inspiración, protegiendo de lesiones a los pulmones. En la espiración el flujo no se controla, simplemente se permite la descompresión del pulmón a presión

atmosférica lo que entrega un flujo de aire de comportamiento lineal decreciente.

El volumen corriente (VC) o volumen de marea es el volumen de aire que se inhala con cada respiración (aire que entra y sale de los pulmones), su nombre se debe al flujo de aire similar a una marea. Dicho volumen tiene un valor promedio de 500 ml en adultos, sin embargo, es un valor que varía según la talla de la persona. Su valor se mide en [ml].

La Frecuencia Respiratoria (FR), o cantidad de respiraciones por minuto, es un valor que depende de la edad del paciente y la afección que sufre. administrado por el ventilador, depende de la edad y la patología del paciente. Su valor se mide en [respiraciones por minuto].

El período de tiempo en el que el aire ingresa a los pulmones se conoce como tiempo inspiratorio (T_i) y es un valor que se debe controlar en cualquier modo de ventilación. El tiempo de espiración se programa mediante la Relación Inspiración/Espiración (I:E), cuyo valor expresa la proporción que existe entre el tiempo que dura una inspiración sobre el que dura una espiración.

Otro parámetro de vital importancia es la Fracción de inspiración de Oxígeno ($F_{iO_2\%}$), la cual indica el porcentaje de oxígeno que posee la mezcla aire oxígeno que se suministra en las respiraciones del paciente, este valor suele estar entre el 21% al 100%.

Según la **Guía: Especificación para el sistema de ventilación de fabricación rápida (RMVS)**, proporcionada por la Agencia Reguladora de Medicamentos y Productos Sanitarios del Reino Unido en el portal web de información GOV.UK [8], el ventilador mecánico debe poseer como mínimo un modo de ventilación de preferencia por control de volumen, además de satisfacer ciertos valores para los parámetros de ventilación,

por otro lado la PAHO en el documento de recomendaciones internas **Especificaciones técnicas de dispositivos médicos para la gestión de casos de COVID-19 en los servicios de salud [9]**, de igual forma brinda información sobre las especificaciones mínimas que debe tener los equipos médicos que sean utilizados para tratar pacientes con COVID-19, entre ellos el ventilador mecánico no invasivo, también la **RESOLUCIÓN ARCSA-DE-011-2020-LDCL [10]** proporcionada por la Agencia Nacional de Regulación, Control y Vigilancia Sanitaria (ARCSA), en su anexo 2 establece los requisitos mínimos que debe cumplir un ventilador mecánico en el área de cuidados intensivos en nuestro país, además se realizó una visita de campo a una UCI del Hospital de Especialidades Guayaquil Dr. Abel Gilbert Pontón donde se recopiló información de parte del equipo médico especializado donde se nos indicó que el modo de ventilación más usado es por control de volumen, y se nos dio los parámetros necesarios y sus rangos de operación comunes, de acuerdo con toda esta información se presentan a continuación los parámetros necesarios mínimos con los que debería contar un ventilador mecánico:

Tabla 1.1 Parámetros mínimos que debe cumplir la ventilación mecánica.

Parámetros requeridos para ventilación mecánica	
FR	8 - 14 respiraciones por minuto
I/E	1/2 - 1/3
Ti	2 - 3 segundos
Te	4 – 8 segundos
FiO ₂	21% - 100%
Pi	Hasta 80 cmH ₂ O
Q	35-45 L/min

En este proyecto se diseñará un ventilador mecánico basado en AMBU de bajo costo que, por su compatibilidad con código abierto y su composición de elementos y materiales estándar, permita su replicación en cualquier parte del Ecuador y tentativamente del mundo. Debido a la contingencia causada por la pandemia, se especificaron diversas normas

estandarizadas y requerimientos médicos a nivel internacional que deben cumplir los nuevos diseños de ventiladores mecánicos. Se escogió el modo de ventilación de control por volumen, el cual requiere un mecanismo impulsor conformado por un servomotor, una leva y una barra, que en conjunto proporcionan una fuerza que deforma un AMBU, lo cual genera un gradiente de presión y un flujo de aire desde el AMBU hacia los pulmones. Los únicos parámetros para controlar serán la velocidad, posición y tiempo de actuación del servomotor, a partir de esos parámetros se controlan variables de salida como flujo de aire, volumen de corriente, presión de inspiración y demás.

CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

Para el correcto desarrollo del diseño del ventilador mecánico se necesitó llevar a cabo una metodología de diseño, es decir se definió una secuencia de pasos o actividades a seguir, las cuales involucraron técnicas o el uso de herramientas con lo que se obtuvo el diseño deseado.

2.1 Definición del mecanismo impulsor del ventilador.

2.1.1 Formulación y Análisis del problema.

Luego de definir el problema, fue imperativo identificar el proceso que se debería llevar a cabo para llegar a la solución de este. En este como en todos los problemas, se comenzó por una etapa de análisis en donde se estableció la situación inicial como punto de partida para llevarlo a una situación donde el problema esté solucionado.

Este proceso se pudo simplificar en dos simples pasos, en los que se aclaró el punto de partida, siendo este las unidades UCI en hospitales, las cuales estuvieron prácticamente desde el inicio de la pandemia saturadas de pacientes en estado crítico, excediendo su capacidad y dejando sin tratamiento a varias personas que requerían ser conectados a un ventilador mecánico, y por otro lado, la meta o el punto de llegada fue el diseño de un ventilador mecánico basado en un resucitador AMBU, que sea realmente apto para ser usado en el tratamiento de pacientes con COVID-19 en etapa crítica, y esto se observa en la figura 2.1.

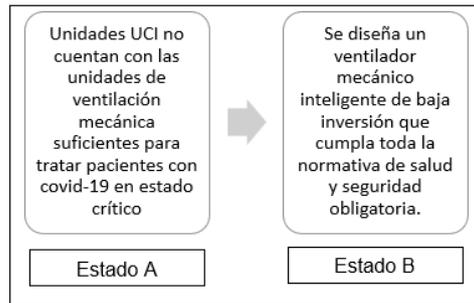


Figura 2.1 Ilustración gráfica de los estados A y B

2.1.2 Planteamiento de Objetivos

Todo diseño debe contar con objetivos claros, para este diseño se aplicó la herramienta conocida como árbol de objetivos, en la cual se muestra de forma visual y ordenada el objetivo general del cual se derivan los objetivos específicos, con lo cual se identificó los resultados que se deseó obtener en el desarrollo de este proyecto, estos objetivos se relacionan con las características que los usuarios esperaron que tenga el ventilador mecánico y las que el diseñador tuvo en mente, estas características se determinaron mediante una encuesta realizada a profesionales de la salud que también se usó en otro punto de este capítulo que se describe más adelante.

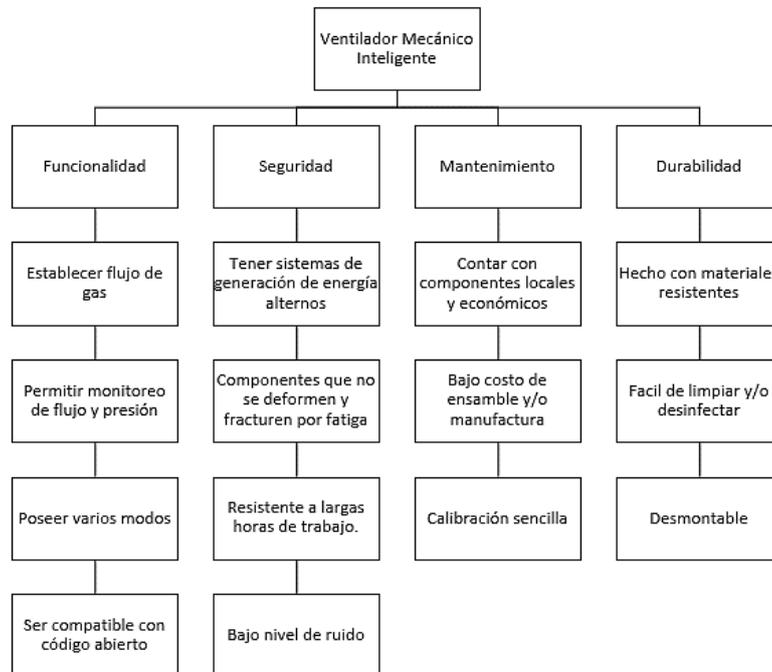


Figura 2.2 Árbol de Objetivos del ventilador mecánico inteligente.

2.1.3 Ponderación de Objetivos

Para poder priorizar los requerimientos de diseño y seleccionar la mejor solución para nuestro problema, fue necesario identificar la importancia de cada objetivo en comparación con los demás, para ello se realizó un cuadro de ponderación de dichos objetivos donde se identificó uno por uno cual fue más importante en comparación con los demás , como ejemplo, si comparamos el objetivo “ser portátil” con el objetivo “fácil de limpiar” y consideramos que es más importante el primero entonces lo calificamos con el valor de 1, caso contrario le damos valor de 0 y así se llena la tabla.

Tabla 2.1 Objetivos ponderados.

	Establecer flujo de gas	Permitir monitoreo de flujo y presión	Poseer varios modos	Compatible con código abierto	Tener sistemas de generación de energía alterna	Componentes resistentes	Bajo nivel de ruido	Trabajar durante largos periodos de tiempo	Tener materiales locales	Bajo costo de ensamble y/o Manufactura	Calibración Sencilla	Fácil de limpiar/desinfectar	Desmontable	Portátil	Total	Ponderación
Establecer flujo de gas	1	1	1	0	1	1	0	1	1	1	1	1	0	0	9	13%
Permitir monitoreo de flujo y presión	0	0	0	1	0	1	0	0	1	0	1	0	0	0	4	6%
Poseer varios modos	0	0	0	0	1	1	0	1	0	1	1	0	0	0	5	7%
Compatible con código abierto	0	1	1	1	0	1	0	0	0	1	1	1	1	1	8	11%
Tener sistemas de generación de energía alterna	0	1	1	0	0	1	0	0	1	0	1	1	0	0	6	8%
Componentes resistentes	0	0	0	0	0	1	0	1	1	1	1	1	1	0	6	8%
Bajo nivel de ruido	0	0	0	0	0	1	1	0	1	0	1	0	0	0	4	6%
Trabajar durante largos periodos de tiempo	0	0	0	0	0	1	1	1	1	1	1	1	1	1	8	11%
Tener materiales locales	0	0	0	0	0	1	1	0	0	1	1	0	0	0	4	6%
Bajo costo de ensamble y/o Manufactura	0	0	0	0	0	0	0	1	1	0	1	1	1	1	5	7%
Calibración Sencilla	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	1	0	0	3	4%
Fácil de limpiar/desinfectar	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	2	3%
Desmontable	0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	2	3%
Portátil	0	0	1	0	0	0	1	0	1	0	1	1	1	0	6	8%
TOTAL															72	100%

La tabla 2.1 muestra los objetivos ponderados con lo que se pudo identificar que metas tuvieron mayor importancia o peso al momento de diseñar nuestro ventilador mecánico, como se puede evidenciar en la tabla nuestra prioridad fue la funcionalidad dado que el objetivo específico de establecer

flujo de gas tiene un peso ponderado del 13%, siendo el de mayor peso o importancia con respecto a los demás.

2.1.4 Métricas

Las métricas aplicadas a los objetivos nos ayudaron a dar un valor cuantitativo o cualitativo, para poder calificar y evaluar nuestro diseño, el siguiente cuadro muestra detalladamente las métricas que fueron aplicadas de una forma cualitativa.

Tabla 2.2 Cuadro de Métricas aplicadas a los objetivos del proyecto.

Objetivos	Métrica
Establecer flujo de gas	Sistema impulsor
Permitir monitoreo de flujo y presión	Sensores
Poseer varios modos	Sistema de Control Electrónico
Compatible con código abierto	Diseño Estándar
Tener sistemas de generación de energía alterna	Alternador, batería.
Componentes resistentes	Propiedades de los Materiales
Bajo nivel de ruido	Motor Eléctrico
Trabajar durante largos periodos de tiempo	Esfuerzo a la Fatiga
Tener materiales locales	Proveedores Nacionales
Bajo costo de ensamble y/o Manufactura	Manufactura Nacional
Calibración Sencilla	Cantidad de componentes
Fácil de limpiar/desinfectar	Tipo de Recubrimiento
Desmontable	Cantidad de Componentes
Portátil	Peso

Como se aprecia en la tabla 2.2 cada objetivo tiene asociada una métrica cualitativa, la cual expresa el medio por el cual se logró dicho objetivo, como ejemplo para cumplir el objetivo “Componentes resistentes”, la métrica fue “las propiedades de los materiales” ya que de eso depende que el material

soporte las condiciones de trabajo como temperatura, esfuerzos, corrosión, fatiga, etc., lo que nos ayudó al momento de diseñar el sistema completo, estas métricas relacionadas a los objetivos del proyecto fueron las que determinaron la restricciones de diseño lo que se describe en el siguiente punto.

2.1.5 Restricciones de Diseño

Las restricciones nos ayudaron a decidir qué alternativa fue la apropiada de acuerdo con nuestros objetivos deseados, básicamente fueron limitaciones que describen lo que el producto debería permitir y lo que debería evitar, dichas restricciones fueron descritas de forma cualitativa, con el fin de entender cuáles fueron las limitaciones que debía tener nuestro diseño de acuerdo con los objetivos anteriormente planteados.

El diseño del Ventilador Mecánico debía cumplir con:

Tabla 2.3 Acciones que el diseño debe cumplir.

Restricción	Objetivo
Niveles de caudal y presión	Establecer flujo de gas
Tener Sensores	Monitoreo de flujo y presión
Programación en Arduino	Poseer varios modos
Basarse en ventiladores ya existentes	Compatible con código abierto
Materiales resistentes y con proceso de manufactura adecuado	Componentes resistentes, materiales locales
Diseño ergonómico, tamaño reducido, cantidad mínima de piezas necesarias	Desmontable, portátil

El diseño del Ventilador Mecánico debía evitar:

Tabla 2.4 Acciones que el diseño debe impedir.

Restricción	Objetivo
Dejar de funcionar en un apagón	Tener sistemas de generación de energía alterna
Dejar de funcionar antes de cumplir al menos 20 años	Componentes Resistentes
El ruido emitido supere niveles aptos para las personas.	Bajo nivel de ruido
Dificultad al usar o calibrar	Calibración Sencilla
El uso de componentes importados	Bajo costo de ensamble y/o Manufactura

Una vez que se tuvo las restricciones definidas de forma cualitativa se procedió a darle significado cuantitativo, esto se hizo relacionándolas con los parámetros de ventilación conocidos, los objetivos de diseño y las métricas, como resultado se definieron las siguientes restricciones de funcionamiento para nuestro dispositivo:

Tabla 2.5 Restricciones de diseño para el ventilador mecánico basado en resucitador AMBU.

Restricciones	
Flujo Inspiratorio	Hasta 60 L/min
Presión Inspiratoria	Hasta 80 cm H ₂ O
Volumen Tidal	250-600 ml en incrementos de 50 ml.
Frecuencia Respiratoria	10-30 RPM en incrementos de 2.
Relación I.E	1:1 hasta 1:3
PEEP	5 – 20 cm H ₂ O
FiO ₂	21-100 %
Tipo de Control	Por Volumen
Material	Acero Inoxidable

2.1.6 Funciones del dispositivo

Se usó la herramienta llamada **caja negra**, con la cual solo se estableció un punto de entrada (A) y uno de salida (B), sin tomar en cuenta todo el proceso que se llevaría a cabo dentro de la caja negra para lograr llegar al punto B, se analizó tanto los objetivos de diseño como las métricas relacionadas a estos, de tal forma que se obtuvo el siguiente diagrama:

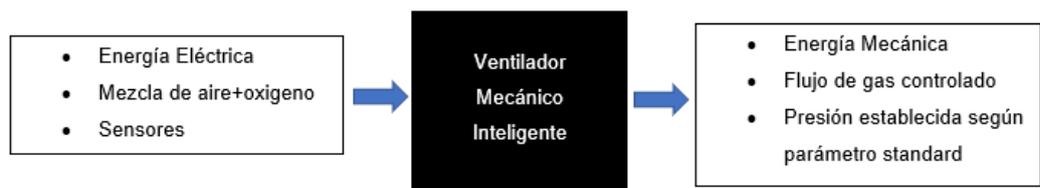


Figura 2.3 Caja negra del ventilador mecánico inteligente.

Posteriormente se establecieron las funciones secundarias que se llevarían a cabo dentro de la caja negra para poder obtener el resultado de la salida, esto se aprecia en la **caja transparente**.

Los elementos que se ubicaron dentro de la caja transparente son aquellas operaciones o actos que se llevaron a cabo mediante dispositivos, artefactos, herramientas para conseguir el resultado de salida:

En el caso de energía eléctrica, se necesitó una fuente de energía y una de almacenamiento, la cual sería dirigida hacia el sistema que genera el movimiento, en nuestro caso y para cualquier posible solución esto implicaría un motor eléctrico, transformando así la energía eléctrica en rotacional, y posteriormente en movimiento axial, desplazando el flujo de gas, teniendo así energía mecánica al poner en movimiento el fluido.

La mezcla de aire oxígeno estaría conectada mediante un sistema de tubería o manguera hacia el contenedor, se pensó siempre en usar un resucitador AMBU ya que es un elemento de fácil adquisición y es

económico, el fluido se desplazaría debido al sistema de movimiento empleado, redireccionando la mezcla hacia los pulmones del paciente, y mediante los sensores implementados se controlaría las fuerzas, carrera y velocidad a la que se da todo este proceso con tal de cumplir con los parámetros de ventilación establecidos anteriormente.

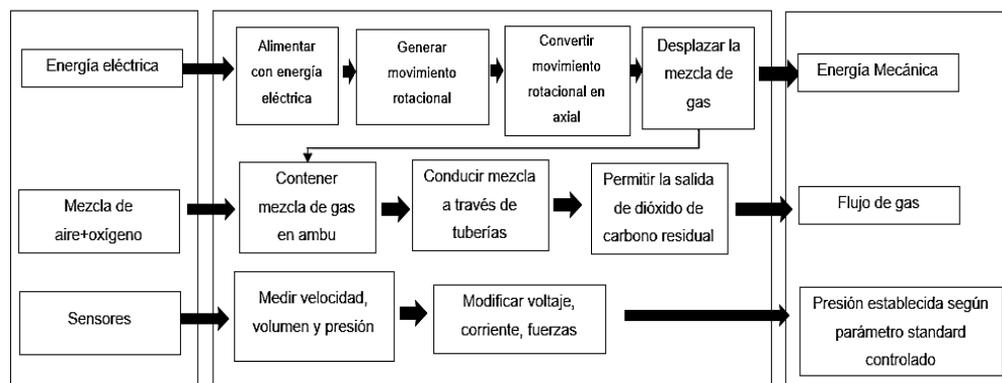


Figura 2.4 Funciones secundarias realizadas dentro de la caja blanca del ventilador mecánico inteligente.

2.2 Metodología de Diseño

En primer lugar, se realizó un esquema del orden en el que se desarrolló el diseño conceptual representado en el siguiente diagrama de bloques:

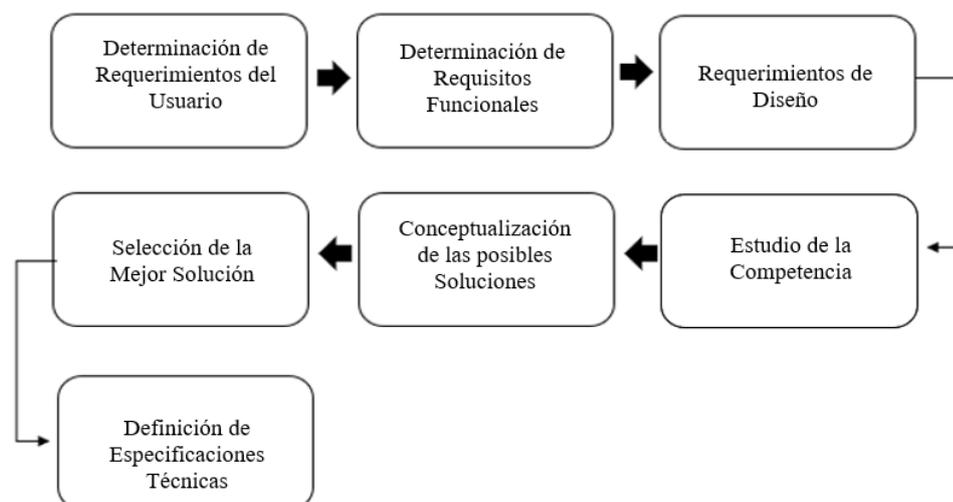


Figura 2.5 Mapa Conceptual de la metodología de diseño ordenada.

2.3 Requerimientos del Usuario

Se determinaron las necesidades básicas a satisfacer por parte del diseño del ventilador mecánico basado en AMBU y fueron clasificadas de acuerdo con parámetros tales como: objetivos (O), restricciones (R), funciones (F) y medios (M), lo cual se detalla en la tabla 2.6.

Tabla 2.6 Necesidades a satisfacer por parte del ventilador mecánico basado en AMBU según su clase Restricción (R), Objetivo (O), Función (F) y Medio (M).

Necesidad para satisfacer	R	F	O	M
Ventilar el síndrome de dificultad respiratoria aguda		x		
Tener un bajo costo de producción			x	
Compatibilidad con código abierto			x	
Transparencia en proceso de diseño			x	
Permite medir volumen y presión de cada paciente	x			
Seleccionar compuestos comerciales y estándares				x

De la consulta realizada a profesionales de la salud se realizó una lista de características que como usuarios de ventiladores mecánicos ellos esperan que el dispositivo diseñado tenga, dichas características para este proyecto fueron dominadas como requerimientos del usuario, están relacionados con los objetivos establecidos para este diseño y las necesidades básicas anteriormente mostradas, están listados en la tabla 2.7 del siguiente punto.

2.3.1 Ponderación de los requerimientos del usuario

Mediante una encuesta dirigida a los profesionales de salud se evaluó las características (Requerimientos de usuario) más importantes para el diseño de nuestra solución, las cuales se detallan en la siguiente tabla.

Tabla 2.7 Cuadro para encuesta sobre las características más importantes en los ventiladores mecánicos inteligentes desde el punto de vista del usuario.

Características	Escala				
	1	2	3	4	5
Diseño Compacto				x	
Transportabilidad					x
Calibración				x	
Tiempo de Vida					x
Mantenimiento					
Funcionamiento				x	
Monitoreo					x
Señales de Emergencia					x
Seguridad					x
Funcionamiento				x	
Ruido					x
Costo Operativo				x	
Costo de Mantenimiento				x	

El cuadro de la tabla 3, pertenece al formulario usado al realizar la encuesta a los profesionales de salud de UCI, donde se decidió usar una escala que va del número 1 (siendo la de menor importancia) hasta el número 5 (siendo la de mayor importancia), esto con el fin de obtener información para determinar los aspectos más importantes que los profesionales de la salud consideran que debería tener un ventilador mecánico basado en resucitador AMBU al momento de usarlo, con lo que se aplicó la metodología de diseño definiendo las especificaciones técnicas con las que se obtuvo un producto que cumplió las necesidades tanto del usuario como del paciente.

Posteriormente se ordenó las características y se ajustó de forma más técnica: Fácil transportabilidad, alta durabilidad, monitoreo sencillo, sistema de alerta eficiente, seguridad para el operador, seguridad para el paciente, bajos niveles de ruido, diseño compacto, calibración sencilla, fácil uso, bajo costo operativo, bajo costo de mantenimiento, siendo ahora conocidas como requerimientos del usuario.

Adicionalmente se consultó a expertos en diseño en ingeniería y se nos recomendó añadir las siguientes características desde el punto de vista de fabricación: Materiales locales, fácil ensamble, repuestos accesibles, bajo costo de manufactura, bajo consumo energético, siendo ahora conocidas como requerimientos funcionales.

Con esta información se realizó una tabla en la que se relacionó los requisitos funcionales con los requerimientos del cliente, conocida como despliegue de la función de calidad (QFD), la cual nos permite tomar la información obtenida del usuario y relacionarla con las metas de diseño establecidas para así lograr un producto de calidad, básicamente se obtuvo un orden de prioridad de los requisitos funcionales con lo cual se priorizó el diseño de acuerdo con este, la tabla 2.8 muestra el QFD.

Tabla 2.8 Cuadro de relación entre requerimientos del usuario y requisitos funcionales.

1: bajo, 5: alto	Requisitos Funcionales →	Consumo Energético	Costo de Producción	Fácil Ensamble	Mantenimiento y Repuestos	Medición de Presión y Volumen	Dimensiones	Puntuación Ponderada
Calificación de Importancia del cliente ↓	Requerimientos del cliente ↓							
5	Fácil Transportabilidad	3	9	9	3	1	9	170
5	Alta durabilidad	9	9	3	3	3	3	150
5	Monitoreo Sencillo	3	9	1	9	9	3	170
5	Sistema de Alerta Eficiente	3	9	3	3	9	3	150
5	Seguridad para el Operador	3	9	3	9	9	3	180
5	Seguridad para el Paciente	3	3	3	9	9	3	150
5	Bajos Niveles de Ruido	9	9	3	3	9	3	180
4	Diseño Compacto	3	9	9	3	3	9	144
4	Calibración Sencilla	3	3	9	3	9	3	120
4	Fácil Uso	1	3	3	3	9	3	88
4	Bajo Costo Operativo	9	3	3	9	9	3	144
4	Bajo costo de Mantenimiento	3	9	3	9	3	1	112
	Puntuación de importancia técnica	241	393	233	303	377	211	1758
	Importancia %	14%	22%	13%	17%	21%	12%	100%
	Rango de prioridades	4	1	5	3	2	6	

Relación: 1 (débil), 3 (medio), 9 (fuerte)

En base a los requerimientos del usuario, objetivos de diseño establecidos para el proyecto, las restricciones descritas de forma general, y la información médica detallada en el marco teórico, se procedió a definir los requerimientos de diseño del dispositivo, para ello primero se realizó una tabla en cuya columna izquierda detalla los requerimientos del usuario y los requisitos funcionales establecidos por los diseñadores, con su correspondiente medio para satisfacer dicho requerimiento.

Las características descritas como medio para satisfacer los requerimientos fueron la base para proponer las alternativas de solución al problema planteado inicialmente, este paso fue fundamental, ya que así nos aseguramos de cumplir con los objetivos que se establecieron anteriormente y que estos guarden la mayor relación con lo que quiere el cliente/usuario del ventilador mecánico basado en resucitador AMBU.

Tabla 2.9 Medios para satisfacer los requerimientos planteados para el diseño.

Requerimientos del usuario y Requisitos Funcionales	Medio para satisfacer los requerimientos
Fácil Transportabilidad	Material ligero, acrílicos, PVC, cantidad de piezas reducidas, tamaño no mayor a 60 x 30 x 30 cm, construcción simple, ensamble modular.
Alta durabilidad	Materiales resistentes, PVC, chapa metálica, recubrimiento de alta calidad.
Monitoreo Sencillo	Sensores digitales, Arduino.
Sistema de Alerta Eficiente	Sensores digitales, Arduino.
Seguridad para el Operador	Chapa metálica/cubierta de los mecanismos
Seguridad para el Paciente	Sensores digitales, Arduino, materiales resistentes
Bajos Niveles de Ruido	Motor de tamaño reducido, mecanismo simple, buena lubricación.
Diseño Compacto	tamaño no mayor a 60 x 30 x 30 cm, cantidad mínima de piezas
Calibración Sencilla	Control volumétrico, Arduino, control de velocidad del motor.
Fácil Uso	Interfaz con el usuario sencilla, mecanismo simple, ingreso de pocos parámetros.
Bajo Costo Operativo	Poco consumo energético, sistemas mecánicos eficientes.
Bajo costo de Mantenimiento	Materiales locales y económicos, disponibles en el mercado local, mecanismo simple.
Consumo Energético	Mecanismo simple, sistema mecánico eficiente,
Costo de Producción	Materiales locales, manufactura nacional, pocos elementos, mecanismo simple.
Fácil Ensamble	Pocos elementos, mecanismos simples
Mantenimiento y Repuestos	Manufactura nacional, materiales locales
Medición de Presión y Volumen	Sensores electrónicos, Arduino
Dimensiones	tamaño no mayor a 60 x 30 x 30 cm, construcción simple, ensamble modular.

2.4 Estudio de la competencia

Se realizó una investigación sobre los ventiladores mecánicos basados en resucitador AMBU ya existentes y operativos en el país, que sean producto de diseños independientes, privados o estatales, con el fin de tener en consideración las características con las que ya cuentan dichos dispositivos en el mercado, además que así se tuvo una idea clara del costo de manufactura que podría alcanzar nuestro diseño dependiendo de los componentes que este tuviera, de esta manera se aterrizó el diseño con previo conocimiento del mercado local relacionado a ventiladores mecánicos, se obtuvo información parcial de dos equipos que pertenecen a hospitales que cuentan con UCI, la información se describe en la siguiente tabla.

Tabla 2.10 Especificaciones Técnicas Generales de Respiradores Mecánicos Competidores.

	RESPIRADOR MECÁNICO 1	RESPIRADOR MECÁNICO 2
Mecanismo	Resucitador AMBU	Resucitador AMBU
Tipo	Ventilación Invasiva-válvula espiratoria	Ventilación Invasiva-No Invasiva
Ubicación	Hospital Eugenio Espejo (HEEE) de Quito	Quito
Nombre	UBUNTU-RESPIRA	RESPIRADOR MECÁNICO AUTOMÁTICO
Precio	\$ 1500	\$ 850
Modos de control	Volumétricos (VC, VAC) y Presóricos (VPC)	Volumétrico
Monitorización	Electrónica con curvas en tiempo real	-

2.5 Conceptualización de las Posibles Soluciones

Teniendo claro cómo se podía satisfacer cada requerimiento en función de los objetivos de diseño, se propuso las diferentes soluciones:

- Dispositivo de turbina centrífuga
- Dispositivo Motor-leva-seguidor
- Dispositivo Motor-tornillo-placa.

A continuación, se describe cada dispositivo.

El **dispositivo de turbina centrífuga** funciona gracias al elemento rotatorio soplador que crea una diferencia de presión obligando al flujo de gas a moverse de un punto a otro hacia el paciente, como todos los dispositivos que se describen posteriormente, este cuenta con electroválvulas y sensores conectados al sistema de control del dispositivo que permitirá monitorear y definir los parámetros necesarios para llevar a cabo el soporte vital.

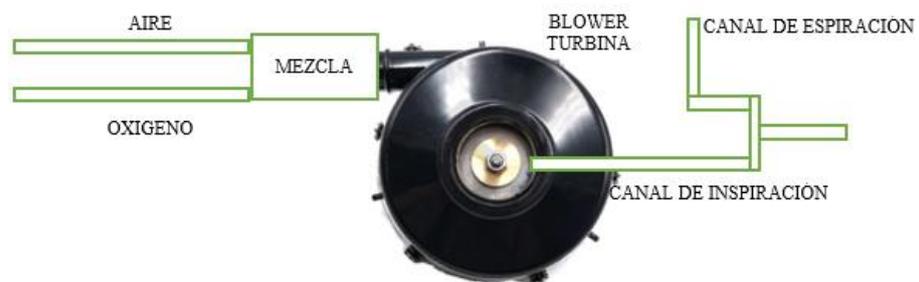


Figura 2.6 Boceto del dispositivo con turbina centrífuga

El **dispositivo Motor-leva-seguidor**, funciona gracias al movimiento rotatorio que se le transmite a una leva que es una pieza con forma excéntrica generando un movimiento oscilatorio por parte de un seguidor unido a una placa que es la que presiona al resucitador AMBU, generando un gradiente de presión y por consecuencia un movimiento de flujo constante hacia el paciente.

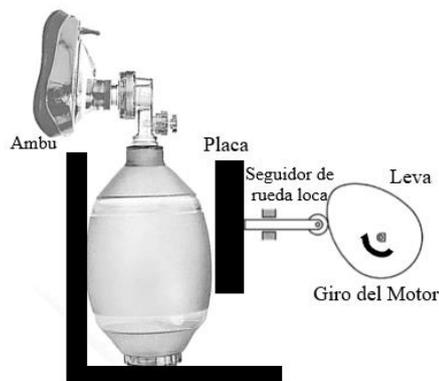


Figura 2.7 Boceto dispositivo motor-leva-seguidor

El **dispositivo Motor-tornillo-placa**, consta de dos placas que al juntarse presionan el resucitador AMBU generando el gradiente de presión que obliga el

movimiento del flujo de gas, una placa es fija mientras que la otra es móvil, fijada a un tornillo sin fin que rota gracias a un motor eléctrico controlado de forma electrónica

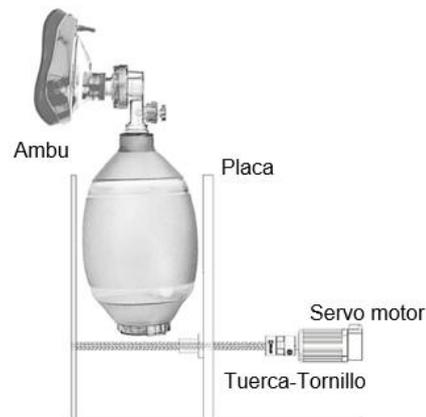


Figura 2.8 Boceto dispositivo motor-tornillo-placa.

2.5.1 Selección de la mejor solución

Para elegir la solución más viable para nuestro proyecto se utilizó la herramienta **Método Ordinal Corregido De Criterios Ponderados**, en la cual se determina el orden de preferencia de cada solución desde un punto de vista general, sin tener datos exactos de cada parámetro o propiedad de cada solución, basta con definir los criterios de selección que deben cumplir todas las alternativas, y comparar cada criterio con los demás para ordenarlos de acuerdo con su relevancia, posteriormente se compara cada alternativa con las demás, en relación con cada criterio, para la comparación se realiza un cuadro donde los criterios o alternativas están ordenadas de la misma forma, tanto en filas como en columnas, siempre se compara el criterio o alternativa de la fila con cada criterio o alternativa de las columnas, dando valores de: 1 si es que el criterio o alternativa de la fila está por encima que el de la columna, 0.5 si se consideran iguales o 0 si se considera que está por debajo.

Los criterios debieron guardar relación y englobar tanto los objetivos del proyecto como los requerimientos del usuario y del diseñador, por lo tanto, se definieron los siguientes criterios:

Diseño Compacto: Este criterio engloba el tamaño del dispositivo, peso, materiales de construcción, la cantidad de piezas o elementos usados, que sea portátil y desmontable, ya que el artefacto debe ser transportado de manera fácil y rápida, además de no ocupar mucho espacio en el área donde será utilizado.

Funcionamiento Sencillo: Este criterio engloba tanto el uso fácil del artefacto, calibración, mantenimiento y monitoreo, ya que mientras menos operaciones se necesiten para cumplir su función y sea más fácil hacer un seguimiento al paciente y a los elementos que conforman el dispositivo, menos riesgo de fallo deberá tener, lo cual reducirá la frecuencia de mantenimiento preventivo o correctivo.

Alta Durabilidad: Este criterio que también es un requerimiento antes mencionado, se relaciona con los materiales de construcción, que se necesita que sean de producción local pero que mantengan una buena relación de calidad y vida útil, también se espera que tenga un recubrimiento adecuado para el ambiente donde se ubicará, al mismo tiempo esto garantizará el uso prolongado del dispositivo.

Costo de Operación: Este criterio dependerá de la cantidad de elementos usados para llevar a cabo la función del dispositivo, el tipo de mecanismo que repercute en la energía consumida y por ende en el coste por el uso del equipo.

Costo de Manufactura: Este criterio se relaciona tanto con los materiales usados, elementos, tipo de mecanismo, diferentes modos de ventilación, sensores para el monitoreo y sistemas de alerta, ya que mientras más modos tenga y se necesiten más elementos para lograrlo, el costo por unidad de incrementará.

Seguridad: Este criterio abarca la seguridad del paciente como del operador del dispositivo, esto se puede reflejar en el sistema de sensores y alarmas que se pueden implementar en el dispositivo.

Para poder trabajar de manera más cómoda se asignó siglas para cada criterio.

DC: Diseño Compacto.

FS: Funcionamiento Sencillo.

AD: Alta Durabilidad.

CO: Costo de Operación.

CM: Costo de Manufactura.

S: Seguridad.

Tabla 2.11 Ponderación de criterios para selección de la mejor solución.

Criterios	DC	FS	AD	CO	CM	S	$\Sigma+1$	Ponderación
DC		0.5	0	1	0	0.5	3	0.14
FS	0.5		0.5	0	0	0	2	0.10
AD	1	0.5		1	1	0.5	5	0.24
CO	0	1	0		0	0	2	0.10
CM	1	1	0	1		0	4	0.19
S	0.5	1	0.5	1	1		5	0.24
TOTAL							21	1.00

Tabla 2.12 Cuadro de Posibles Soluciones.

SOLUCION 1	Turbina Blower
SOLUCION 2	Motor-leva-seguidor
SOLUCION 3	Motor-tornillo-placa

Tabla 2.13 Ponderación de preferencia de cada solución con relación a la seguridad.

	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3	$\Sigma+1$	Ponderación
SOLUCION 1		0	0	1	0.17
SOLUCION 2	1		0.5	2.5	0.42
SOLUCION 3	1	0.5		2.5	0.42
TOTAL				6	1.00

Tabla 2.14 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al funcionamiento sencillo.

	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3	$\Sigma+1$	Ponderación
SOLUCION 1		1	1	3	0.50
SOLUCION 2	0		0	1	0.17
SOLUCION 3	0	1		2	0.33
TOTAL				6	1.00

Tabla 2.15 Ponderación de preferencia de cada solución con relación a la alta durabilidad.

	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3	$\Sigma+1$	Ponderación
SOLUCION 1		1	1	3	0.50
SOLUCION 2	0		0.5	1.5	0.25
SOLUCION 3	0	0.5	0	1.5	0.25
TOTAL				6	1.00

Tabla 2.16 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al costo de operación.

	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3	$\Sigma+1$	Ponderación
SOLUCION 1		0	0	1	0.17
SOLUCION 2	1		0.5	2.5	0.42
SOLUCION 3	1	0.5	0	2.5	0.42
TOTAL				6	1.00

Tabla 2.17 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al costo de manufactura.

	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3	$\Sigma+1$	Ponderación
SOLUCION 1		0	0	1	0.17
SOLUCION 2	1		0	2	0.33
SOLUCION 3	1	1	0	3	0.50
TOTAL				6	1.00

Tabla 2.18 Ponderación de preferencia de cada solución con relación al diseño compacto.

	SOLUCION 1	SOLUCION 2	SOLUCION 3	$\Sigma+1$	Ponderación
SOLUCION 1		1	1	3	0.50
SOLUCION 2	0		0.5	1.5	0.25
SOLUCION 3	0	0.5	0	1.5	0.25
TOTAL				6	1.00

Tabla 2.19 Ponderación de las posibles soluciones en función de los criterios definidos.

	DC	FS	AD	CO	CM	S	Σ	Ponderación
SOLUCION 1	0.07	0.05	0.12	0.02	0.032	0.04	0.33	33%
SOLUCION 2	0.04	0.02	0.06	0.04	0.063	0.10	0.31	31%
SOLUCION 3	0.04	0.03	0.06	0.04	0.095	0.10	0.36	36%
TOTAL							1.00	100%

De acuerdo con el análisis realizado con el Método Ordinal Corregido De Criterios Ponderados se obtuvo que la solución más viable es la solución número 3, es decir la que hace uso del dispositivo motor-tornillo-placa, debido a la mejor calificación obtenida en criterios como costo operativo, costo de manufactura y seguridad.

2.6 Diseño Detallado

Cuando se estableció la mejor alternativa de solución se procedió a establecer las especificaciones y características de todos los elementos que la componen por medio del Diseño Detallado. En este proceso se establecieron dimensiones para el mecanismo usado por medio de cálculos matemáticos de cargas y esfuerzos, para asegurarse de que el objeto cumplirá los requerimientos solicitados. Las condiciones de servicio se representan a través de fuerzas a las cuales está sometido el sistema una vez instalado.

2.6.1 Selección del mecanismo impulsor

De entre los diferentes modos de ventilación se seleccionó la ventilación controlada por volumen, esto únicamente en pacientes sedados o en estado de coma ubicados en una UCI, donde se requiera Ventilación Mandatoria Continua con rangos de volumen corriente y frecuencias respiratorias recomendadas por los especialistas médicos.

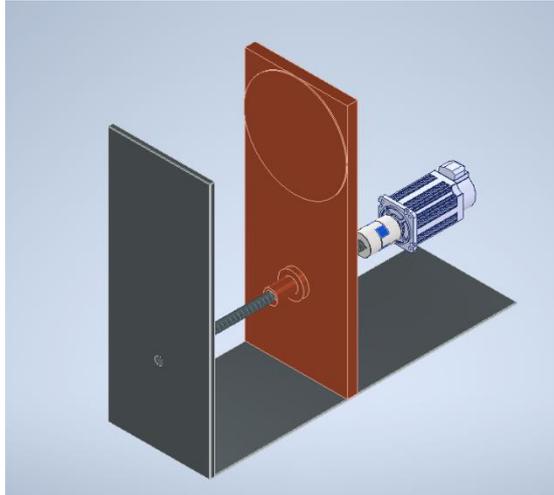


Figura 2.9 Diseño de forma de prototipo preliminar

El prototipo observado corresponde a un mecanismo de dos placas las cuales se juntan para comprimir la bolsa AMBU, una de las placas forma parte de la bancada o carcasa, mientras la otra es la placa móvil que logra su avance gracias a la adaptación de esta a la tuerca del tornillo de potencia. Mediante el giro de un servomotor la tuerca logra desplazarse a velocidad constante. Las características principales de este prototipo son:

- La entrada de tiempo de inspiración y espiración son directamente el tiempo en el que el motor va a realizar su giro.
- El movimiento de la placa que comprime el AMBU es unidimensional.
- La velocidad con la que se comprime el AMBU es constante.
- Se contempló el diseño de un tornillo de potencia que soporte dicha carga sin deslizar y los esfuerzos que soporta.

2.6.2 Selección del tornillo de potencia.

Se tuvo en cuenta un servomotor debido al control de velocidad y posición que se puede tener sobre él mediante un controlador sencillo como Arduino, además se descarta un motor de pasos, debido a que se necesita velocidades relativamente altas, con poca consideración en el torque.

Mediante el proceso de diseño de un tornillo de potencia de rosca cuadrada, se comprobó que un modelo comercial de tornillos de potencia puede soportar las cargas y esfuerzos. [6]

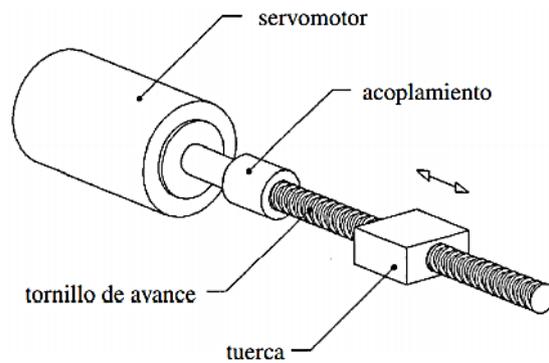


Figura 2.10 Tornillo de avance impulsado por un servomotor para usarse como un dispositivo de posicionamiento. Fuente: Diseño de Máquinas, Norton.

El peso (mg) del tornillo de potencia es de 3N y la carga (P) para considerarse será de 50N, debido a la resistencia del AMBU a ser comprimido. Este valor fue un estimado de relación la presión máxima en los pulmones del paciente, lo cual se da en la inspiración y tiene un valor de 80cmH₂O, con un promedio de área de contacto de AMBU.

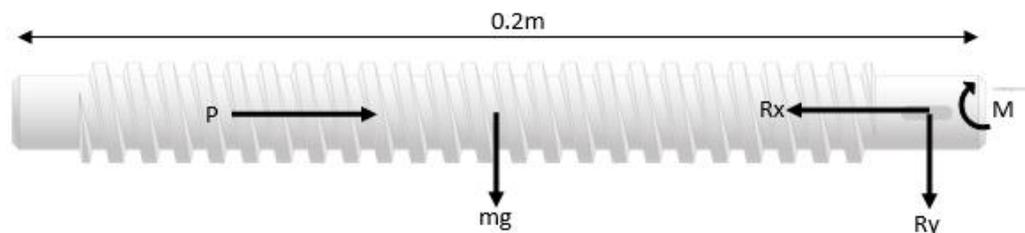


Figura 2.11 Diagrama de Cuerpo Libre (DCL) del tornillo de potencia.

Para encontrar las reacciones que interactúan en el tornillo de potencia, se realizó el DCL con las fuerzas considerables, el peso del mismo tornillo y la fuerza que comprime el AMBU.

Mediante la primera Ley de Newton se determinaron las ecuaciones:

$$Ry = mg \quad (2.1)$$

$$Rx = P \quad (2.2)$$

$$M = mg * 0.1 \quad (2.3)$$

En un tornillo de potencia actúan tres diferentes tipos de esfuerzos:

El **esfuerzo axial**, debido a la forma de eje que posee y la aplicación de la carga en esa dirección. El pandeo no se considera debido a la baja esbeltez, baja carga aplicada y el material resistente.

Para ser conservadores al determinar el esfuerzo de tensión se consideró un área de esfuerzo por tensión (A_t) como el círculo formado con el diámetro interno (d_r) del tornillo preseleccionado, por tanto, el esfuerzo es el siguiente:

$$\sigma_t = \frac{F}{\frac{\pi}{4}d_r^2} \quad (2.4)$$

El **esfuerzo cortante** tiene relación con el barrido de la tuerca a través de las cuerdas del tornillo de potencia y no sólo se analiza en el tornillo, sino también en la tuerca. De forma que tenemos las siguientes ecuaciones para el tornillo y para la tuerca en ese orden:

$$\tau_s = \frac{F}{0.5\pi pd} \quad (2.5)$$

Donde d corresponde al diámetro exterior de la tuerca y p corresponde al paso.

Sólo se considera el **esfuerzo de torsión** cuando existe una fricción relevante entre la tuerca y el tornillo, en caso de no existir lubricación o estén oxidados. La ecuación que describe este fenómeno es la siguiente:

$$\tau = \frac{16T}{\pi d_r^3} \quad (2.6)$$

Donde T corresponde al torque aplicado en el tornillo de potencia para hacerlo girar, cuyo valor será determinado en la siguiente sección (Selección de servomotor).

El **esfuerzo flexionante** en la raíz de la rosca se calcula como:

$$\sigma_b = \frac{6F}{\pi d_r n_t p} \quad (2.7)$$

Para un correcto análisis se emplea la teoría de energía de distorsión, calculando el **esfuerzo de Von Mises**, el cual consta de componentes de esfuerzo xyz tridimensionales, se debe tomar en consideración que $\sigma_x = \sigma_b$, $\sigma_z = \sigma_t$, $\tau_{yz} = \tau$ y $\sigma_y = \tau_{xy} = \tau_{zx} = 0$ al momento de realizar el cálculo, se usa la siguiente ecuación.

$$\sigma = \frac{1}{\sqrt{2}} * [(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)]^{1/2} \quad (2.8)$$

Finalmente, al conocer todos los valores se deben comparar los mismos con la propiedad mecánica del material y obtener un factor de seguridad, el cual nos asegure que el tornillo de potencia cumple los requerimientos.

Para el factor de seguridad:

$$n = \frac{s_y}{\sigma} \quad (2.9)$$

2.6.3 Selección del servomotor

Para seleccionar el servomotor fueron fundamentales dos parámetros, las cuales fueron velocidad angular y el torque, una vez determinadas dichas características se compararon con los modelos disponibles en el mercado.

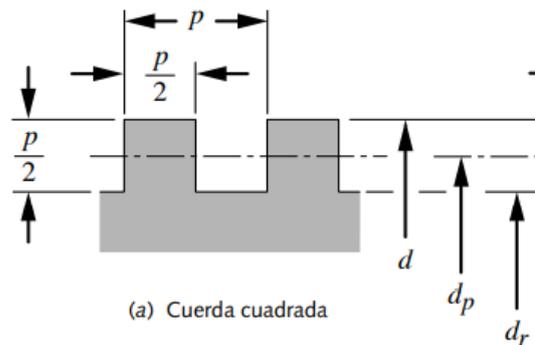


Figura 2.12 Dimensiones de rosca cuadrada para tornillo de potencia.

Fuente: Diseño de Máquinas, Norton.

Para encontrar el torque se necesitan las dimensiones del tornillo de potencia y la tuerca, con estas medidas y ciertas asunciones de diseño como el coeficiente de fricción tanto del tornillo como de la tuerca (μ y μ_c) es de 0.15, d_p se lo deduce de la figura 2.2.3-1, el avance L en cuerdas simples es igual al paso p . Por lo que se tiene que el torque es:

$$T = \frac{F d_p (\mu \pi d_p + L)}{2 (\pi d_p - \mu L)} + \mu_c F \frac{d_c}{2} \quad (2.10)$$

Esta ecuación solo corresponde al torque de subida, debido a que es el que vence la mayor carga, cualquier servomotor que entregue un torque mayor al requerido funciona, debido a que la correcta operación de un ventilador mecánico por control de volumen no depende de la fuerza, sino de la deformación del resucitador AMBU, que a su vez se relaciona con el flujo y el volumen de corriente entregados.

La velocidad angular se la relacionó con el desplazamiento que debe realizar la placa que comprime el resucitador AMBU en el tiempo de inspiración y espiración respectivamente. Se asumió una longitud máxima a la que se comprime el AMBU de 8cm, adicional los tiempos de inspiración y de 2 segundos. Esta velocidad de compresión se relacionó con el paso del tornillo y se encontró la velocidad angular máxima de giro del tornillo.

Para la mínima velocidad se tomó una compresión del AMBU de 4cm y un tiempo de 6 segundos de espiración, esto se relacionó de la misma manera que la velocidad angular anterior y se describe con la siguiente ecuación:

$$RPM = \frac{l}{T_i * L} * 60 \quad (2.11)$$

Donde l es la longitud que se comprime el AMBU en inspiración o espiración, T_i es el tiempo de inspiración o espiración y p es el paso del tornillo de potencia

2.6.4 Selección del Chumacera

Debido al diseño de forma, la chumacera debe ser de pared, se debe buscar un modelo comercial de chumaceras con rodamientos que permitan girar libremente al tornillo de potencia sin que avance. Una vez encontrado este modelo comercial se debe verificar que cumple los requerimientos mediante el método de selección de rodamientos estipulado en (Norton, 2013).

Las principales ecuaciones para usar son la de carga equivalente, la cual representa una combinación de cargas axial y radial para determinar si el cojinete a usar es de rodillos o bolas: Dicha ecuación es:

$$P = X * V * Fr + Y * Fa \quad (2.12)$$

Donde P es la carga equivalente, Fr es la carga radial, Fa es la carga axial y, Y , X y V son factores entregados por el fabricante, como se muestra en la figura 3.4.

Para la vida de los rodamientos de bolas se usa la ecuación:

$$Lp = 0.21 * \left(\frac{C}{P}\right)^3 \quad (2.13)$$

Donde L_p es la vida del rodamiento en millones de vueltas, C es el valor de la carga dinámica básica y P la carga estática equivalente.

2.6.5 Diseño de Soportes del Motor y Chumacera

Lo primero fue asumir la placa como una viga empotrada debido a que su lado longitudinal es más crítico. Se necesitó encontrar los esfuerzos que actúan en la placa para compararlos con las propiedades mecánicas de algún material económico, y el primer paso para esto, es encontrar las reacciones en el diagrama de cuerpo libre a través de las ecuaciones de la primera Ley de Newton:

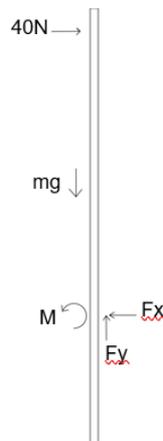


Figura 2.13 Diagrama de cuerpo libre de la placa móvil.

Para esto se ignoró los efectos que tiene la velocidad de movimiento de la placa debido a que mantiene una velocidad sin aceleración.

Una vez encontradas las reacciones, se determinó los diagramas de fuerza cortante y momento flector, adicional se encontraron los puntos críticos para determinar los esfuerzos en ellos. El único considerable es el esfuerzo de flexión, debido a la geometría larga de la placa, la ecuación para determinar este esfuerzo es:

$$\sigma_f = \frac{Mc}{I} \quad (2.14)$$

Donde M es el momento máximo encontrado en el diagrama de momento flector, I es la inercia de la geometría respecto al eje neutro y c es la

distancia del eje neutro a la fibra externa, que es donde ocurre el esfuerzo máximo.

El esfuerzo de flexión en la fibra externa corresponde a un esfuerzo de tensión el cual es siempre mayor que en el lado donde ocurre la compresión, y debido a que es un material dúctil se comporta de la misma manera en tensión y compresión. Este esfuerzo se compara con la propiedad mecánica del material de resistencia a la tracción para obtener un factor de seguridad, seleccionar el material y el espesor adecuado.

2.6.6 Selección de componentes electrónicos

Para la selección de componentes principales, se tomó en cuenta el controlador más comercial y económico del mercado, el cual es Arduino, con sus diferentes sensores y pantalla, las válvulas de espiración controlan el paso del aire en la espiración con el fin de redirigir el gas exhalado por el paciente hacia una línea de tratamiento segura, se controla mediante el Arduino, Debe existir un sensor de flujo y presión que nos permita confirmar que los valores de volumen corriente y presión inspiratoria sean las adecuadas para el paciente, además de calibrar el volumen corriente según la longitud que se comprime el AMBU. Antes de la entrada está el mecanismo de tornillo de potencia que comprime el AMBU y alimentándolo está una cámara de mezcla que es la que permite regular la fracción de inspiración fiO_2 acorde a la necesidad del paciente.

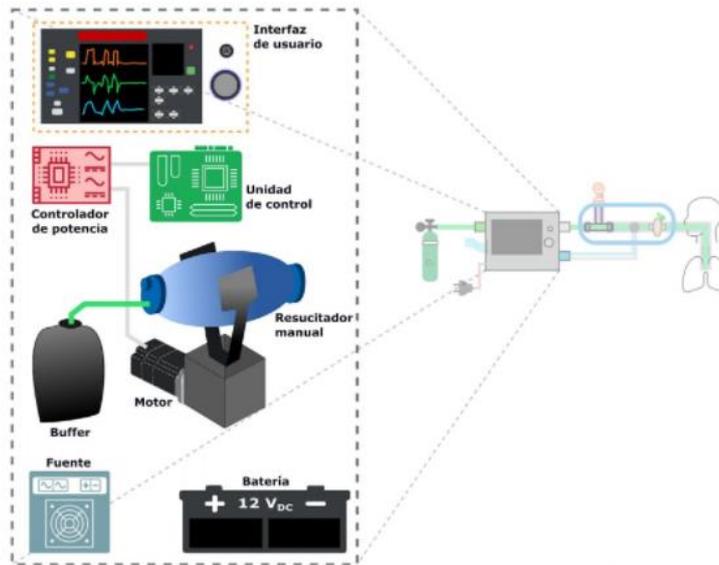
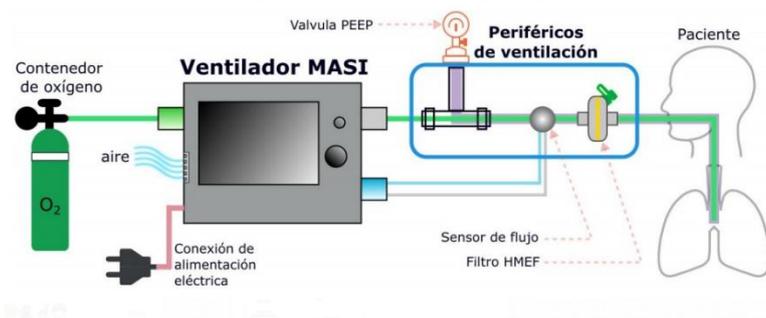


Figura 2.14. Diagrama de elementos comunes en un ventilador mecánico, fuente: Proyecto MASI.

CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Teniendo ya desarrollada la metodología de diseño del ventilador mecánico inteligente, se procedió a definir cada elemento de este, mediante los análisis pertinentes, usando las ecuaciones mencionadas en capítulos anteriores se comprobó que dichos elementos satisfagan las necesidades del dispositivo.

3.1.1 Selección de materiales

En la norma ISO 15189:2012 se detallan los requerimientos que debe cumplir una institución dedicada a la salud para verificar que son competentes. El apartado de inmobiliario dice: *“La institución debe disponer de lavabos, mesas, islas de trabajo, estanterías de almacenamiento de insumos, equipos y muebles en general fabricados de acero inoxidable de la serie AISI 304”* (ISO 9001, 2015), por lo que el ventilador está diseñado mayormente en acero inoxidable AISI 304.

3.2 Análisis de Esfuerzos en el tornillo

De acuerdo con la existencia en el mercado nacional, se decidió trabajar con un tornillo de potencia de 8 mm de diámetro, ya que este es uno de los más comunes en aplicaciones CNC, cuyas características se muestran a continuación:

Tabla 3.1 Resultados para el tornillo de potencia.

Tornillo de Potencia	
Paso	2 [mm]
Avance	8 [mm]
Longitud	200 [mm]
Material	Acero Inoxidable 304
# hilos	4
Esfuerzo a la fluencia	241 MPa

Se realizó el análisis de esfuerzos con el fin de obtener un factor de seguridad, que sirvió para determinar si el tornillo seleccionado es el adecuado, las fuerzas y reacciones que interactuaron en el tornillo de potencia se describen en la siguiente tabla:

Tabla 3.2 Fuerzas que actúan sobre el tornillo de potencia.

Fuerzas que actúan sobre el tornillo de potencia	
F	50 N
mg	3 N
Rx	50 N
Ry	3 N
M	0.3 Nm

3.2.1 Esfuerzo a la Tensión

$$\sigma_t = \frac{F}{\frac{\pi}{4} d_r^2} \quad \text{ver la ecuación 2.4}$$

Donde:

F es la fuerza necesaria para poder presionar el AMBU, este valor se estima en unos 40 N.

d_r es el diámetro interno del tornillo correspondiente a 6 mm ya que al diámetro externo se le resta 2 veces la profundidad de la rosca que en este caso es 1mm.

$$\sigma_t = \frac{50N}{\frac{\pi}{4} (6 \times 10^{-3})^2} = 1,77 \text{ MPa}$$

3.2.2 Esfuerzo Cortante

$$\tau_s = \frac{F}{0.5\pi p d} \quad \text{ver la ecuación 2.5}$$

Donde:

d corresponde al diámetro exterior del tornillo de potencia que es de 8mm.

p corresponde al paso de la rosca es decir 2 mm.

$$\tau_s = \frac{50 N}{0.5\pi (2 \times 10^{-3})(8 \times 10^{-3})} = 1,99 \text{ MPa}$$

3.2.3 Esfuerzo a la Torsión

Primeramente, se obtiene el torque necesario para que gire el tornillo.

$$T = \frac{F d_p (\mu \pi d_p + L)}{2 (\pi d_p - \mu L)} + \mu_c F \frac{d_c}{2} \quad \text{ver la ecuación 2.10}$$

Donde:

L es el avance de la cuerda que es igual al paso, es decir 2mm.

μ y μ_c son los valores de coeficiente de rozamiento tanto del tornillo como de la tuerca, equivalentes a 0,15.

d_p se deduce de la figura 3.1, $d_p = d - \frac{P}{2} = 7 \text{ mm}$

d_c es el diámetro exterior de collarín es decir 10 mm.

$$T = \frac{50N * 7x10^{-3}}{2} * \frac{(0,15 * \pi * 7x10^{-3}) + (8x10^{-3})}{\pi * 7x10^{-3} - (0,15 * 8x10^{-3})} + 0,15 * 50N * \frac{8x10^{-3}}{2}$$

$$T = 0,125 \text{ Nm}$$

Para el esfuerzo a la torsión:

$$\tau = \frac{16T}{\pi d_r^3} \quad \text{ver la ecuación 2.6}$$

$$\tau = \frac{16(0,072 \text{ Nm})}{\pi(6x10^{-3})^3} = 1,69 \text{ MPa}$$

3.2.4 Esfuerzo Flexionante en la raíz de la rosca

$$\sigma_b = -\frac{6 * F}{\pi * d_r * 0.063} \quad \text{ver la ecuación 2.7}$$

$$\sigma_b = -\frac{6 * 50N}{\pi * 6x10^{-3} \text{ mm} * 0.063} = 0,253 \text{ Mpa}$$

$$\begin{aligned}
\sigma_x = \sigma_b &= 0,253 \text{ Mpa} & \tau_{xy} &= 0 \\
\sigma_y &= 0 & \tau_{yz} &= 1,69 \text{ MPa} \\
\sigma_z &= 1,77 \text{ Mpa} & \tau_{zx} &= 0
\end{aligned}$$

Aplicando Energía de distorsión:

$$\sigma = \frac{1}{\sqrt{2}} * \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2) \right]^{\frac{1}{2}}$$

ver la ecuación 2.8

$$\begin{aligned}
\sigma = \frac{1}{\sqrt{2}} * [& (0,253 \text{ Mpa} - 0)^2 + (0 - 1,77 \text{ Mpa})^2 + (1,7 \text{ Mpa} - 0,253 \text{ MPa})^2 + 6(0^2 \\
& + 1,69 \text{ Mpa}^2 + 0^2)]^{\frac{1}{2}}
\end{aligned}$$

$$\sigma = 3,35 \text{ MPa}$$

$$n = \frac{S_y}{\sigma}$$

ver la ecuación 2.9

$$= \frac{241 \text{ Mpa}}{3,35 \text{ Mpa}} = 71,94 \approx 72$$

Este factor de seguridad está muy por encima de cualquiera considerado en diferentes aplicaciones de ingeniería o recomendado por ASME, sin embargo, es el más comercial y diseñar uno menos sobredimensionado implicaría mayores costos.

3.3 Selección del Motor

En el punto anterior se calculó el torque necesario para hacer girar el tornillo de potencia, mismo dato que se necesita para seleccionar el motor a ser usado, además de las revoluciones por minuto de este.

NEMA17 stepper motors

1.8° 2-phase stepper motors



Dimensions — NEMA17

Dimensions in inches (mm)

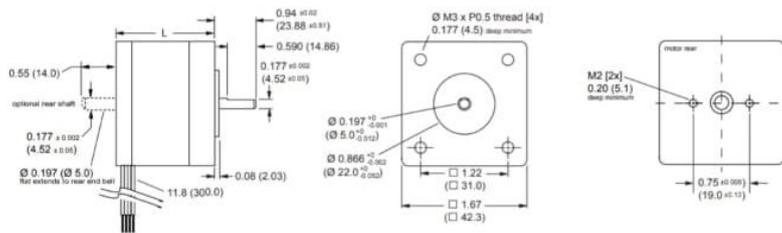


Figura 3.1 Motor de pasos Nema 17, fuente: Stepper Motors Catalogue [11].

3.3.1 Velocidad de Rotación

$$RPM = \frac{l}{t * L} * 60 \quad \text{ver la ecuación 2.11}$$

Donde:

l es la longitud para comprimir el AMBU, en este caso tomamos la mayor longitud a ser comprimido, definido por los diseñadores en 80 mm.

L es el avance del tornillo de potencia por revolución, 8mm/rev

t es el tiempo de inspiración o espiración, para este cálculo se toma el menor tiempo ya que eso implica la mayor velocidad, es decir 2 s.

$$RPM = \frac{80 \text{ mm}}{2 \text{ seg} * \frac{8 \text{ mm}}{\text{rev}}} * \frac{60 \text{ seg}}{\text{min}} = 300 \frac{\text{rev}}{\text{min}}$$

3.3.2 Torque del Motor

El valor del torque resultante fue de:

$$T = 0,125 \text{ Nm}$$

Ambient conditions		
Ambient temperature	°C	-25 ... +40
Max. installation height over m.s.l. without power loss	m	< 1000
Transport and storage temperature	°C	-25 ... +70
Relative humidity	%	15 ... 85, no condensation allowed
Thermal class		130 (B)

Electrical and mechanical data				
NEMA17		M-1713-1.5*	M-1715-1.5*	M-1719-1.5*
Stack length		single	double	triple
Phase current	amps	1.5	1.5	1.5
Holding torque	oz-in	32	60	75
	N-cm	23	42	53
Rotor inertia	oz-in-sec ²	0.000538	0.0008037	0.0011562
	kg-cm ²	0.038	0.057	0.082
Phase inductance	mH	2.1	5.0	3.85
Phase resistance	Ω	1.3	2.1	2.0
Weight	oz	7.4	8.1	12.7
	grams	210	230	360

Schneider Electric Motion

motion.schneider-electric.com

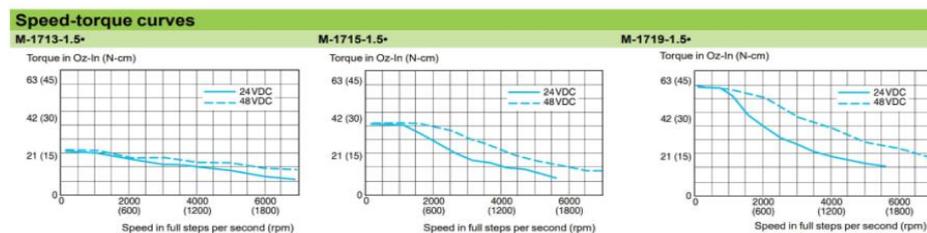


Figura 3.2 Selección del motor de pasos del catálogo del fabricante. [11].

A continuación, las especificaciones del motor:

Tabla 3.3 Especificaciones del motor Nema17 seleccionado.

Motor Nema 17	
Corriente de Fase	1,68 A
Torque de Anclaje	5 Kg cm
Diámetro del Eje	5 mm
Voltaje	2,8 V
Momento de Inercia del Rotor	68 g cm ²
Precio	\$25,00

3.4 Selección de Rodamiento

El cojinete de bolas comercial para ejes de tornillos de potencia es el K08, cuyas especificaciones se detallan en su ficha técnica

Especificaciones para este producto

Ancho	11 milímetros
Capacidad de carga dinámica	3300 N
Capacidad de carga estática	1350 N
Código UNSPSC	31171500
Diámetro de perforación	0.314 inches pulgadas
Diámetro del artículo	22 milímetros
Diámetro interno	8 milímetros
Material	Acero

Figura 3.3 Especificaciones del cojinete de bolas K08.

Al encontrar la relación entre fuerza axial y carga estática del rodamiento, se pueden determinar los factores V, X y Y para la carga equivalente mediante el uso de una tabla y la ecuación:

$$\frac{F_a}{C_0} = \frac{50 \text{ N}}{1350 \text{ N}} = 0.3 \quad \text{ver la figura 3.4}$$

Tipo de cojinete			En relación con la carga, el anillo interior es		Cojinetes de una hilera 1)		Cojinetes de dos hileras 2)				ϵ
			Giratorio V	Estacionario V	$\frac{F_a}{VF_r} > \epsilon$		$\frac{F_a}{VF_r} \leq \epsilon$		$\frac{F_a}{VF_r} > \epsilon$		
					X	Y	X	Y	X	Y	
3)	4)	5)									
	$\frac{F_a}{C_0}$	$\frac{F_a}{iZD_e^2}$									
Cojinetes de bolas con ranura contacto radial	0.014	25	↑	↑	↑	2.30	↑	↑	↑	2.30	0.19
	0.028	50	↑	↑	↑	1.99	↑	↑	↑	1.99	0.22
	0.056	100	↑	↑	↑	1.71	↑	↑	↑	1.71	0.26
	0.084	150	↓	↓	↓	1.55	↓	↓	↓	1.55	0.28
	0.11	200	↓	↓	↓	1.45	↓	↓	↓	1.45	0.30
	0.17	300	↓	↓	↓	1.31	↓	↓	↓	1.31	0.34
	0.28	500	↓	↓	↓	1.15	↓	↓	↓	1.15	0.38
0.42	750	↓	↓	↓	1.04	↓	↓	↓	1.04	0.42	
0.56	1000	↓	↓	↓	1.00	↓	↓	↓	1.00	0.44	
20°			↑	↑	0.43	1.00	↑	1.09	0.70	1.63	0.57
25°			↑	↑	0.41	0.87	↑	0.92	0.67	1.44	0.68
30°			↑	↑	0.39	0.76	↑	0.78	0.63	1.24	0.80
35°			↓	↓	0.37	0.66	↓	0.66	0.60	1.07	0.95
40°			↓	↓	0.35	0.57	↓	0.55	0.57	0.93	1.14
Cojinetes de bolas de autoalineación			1	1	0.40	$0.4 \cot \alpha$	1	$0.42 \cot \alpha$	0.65	$0.65 \cot \alpha$	$1.5 \tan \alpha$
Cojinetes de rodillos cónicos y de autoalineación			1	1.2	0.40	$0.4 \cot \alpha$	1	$0.45 \cot \alpha$	0.67	$0.67 \cot \alpha$	$1.5 \tan \alpha$

Figura 3.4 Factores V, X y Y para cojinetes radiales.

Reemplazando en la ecuación de carga equivalente:

$$P = X * V * Fr + Y * Fa \quad \text{ver la ecuación 2.12}$$

$$P = (1 * 0.56 * 3) + (2 * 50) = 102 \text{ N}$$

Este valor es una pequeña fracción de la carga estática que soporta el rodamiento, por tanto, se comprobó que no fallará estáticamente.

Para encontrar la vida útil del rodamiento se utiliza un factor de confiabilidad de 99% debido a la aplicación médica que se le dio y por tanto el factor Kr tendrá un valor de 0.21. Reemplazando en la ecuación, se tendrá una vida útil de:

$$Lp = 0.21 * \left(\frac{C}{P}\right)^3 \quad \text{ver la ecuación 2.13}$$

$$Lp = 0.21 * \left(\frac{3300}{102}\right)^3 = 7111 \text{ millones de vueltas}$$

3.5 Placa soporte de motor y de eje

Al analizar las cargas a las que están sometidas la placa que sostiene el motor, la placa que sostiene la chumacera que soporta el eje y la placa que empuja el AMBU, se determinó que la crítica es la que comprime el AMBU. Esto se debe a que, al tener una mayor altura y la misma carga horizontal, experimenta un mayor esfuerzo de flexión que las demás, y a que todas deben ser del mismo espesor por usar la misma plancha de acero inoxidable AISI 304 como materia prima.

El momento máximo que experimenta la placa y las dimensiones de esta son de:

Tabla 3.4 Parámetros dimensionales usados para el cálculo de esfuerzo en la placa.

M	3.55 Nm
c	1.5×10^{-3} m
I	1.6×10^{-10} m ⁴
e	3×10^{-3} m

Por tanto, reemplazando en la ecuación de esfuerzo de flexión se tiene que:

$$\sigma_f = \frac{Mc}{I} \quad \text{ver la ecuación 2.14}$$

$$\sigma_f = \frac{3.55 * 1.5 * 10^{-3}}{1.6 * 10^{-10}} = 33.3 \text{ MPa}$$

Comparándolo con la resistencia a la fluencia para obtener un factor de seguridad:

$$n = \frac{s_y}{\sigma} \quad \text{ver la ecuación 2.9}$$

$$n = \frac{241}{33.3} = 7$$

3.6 AMBU Resucitador

Para la selección del AMBU se buscó en el mercado local, se encontró el AMBU resucitador manual marca HSINER, con las siguientes especificaciones:

Tabla 3.5 Datos Técnicos del AMBU Resucitador.

AMBU Resucitador	
Tipo	Manual
Talla	Adulto
Bolsa Reservorio	2500 ml
Volumen Resucitador	1500 ml
Mascarilla	#5
Tubería de oxígeno	2 m
Válvula PEEP	0 – 10 [cm H ₂ O]
Precio	\$ 30,00



Figura 3.5 AMBU resucitador y complementos.

3.7 Arduino y Driver

3.7.1 Arduino Mega

Se seleccionó el Arduino Mega, que es un dispositivo electrónico que tiene su propia plataforma de código abierto, permite realizar diversos proyectos de índole tecnológico, cuenta con una gran potencia de procesamiento y más cantidad de pines para las conexiones que se necesitaron hacer en este proyecto, esto por los sensores, pantalla, y demás componentes necesarios para el dispositivo, además que al contar con el microcontrolador Atmega2560 posee mayor memoria para la programación, en comparación con los demás modelos, cuenta con un puerto de alimentación eléctrica DC, un puerto USB

Tabla 3.6 Especificaciones técnicas del microprocesador Arduino MEGA.

Arduino MEGA (ATmega2560)	
Voltaje de Operación	5V
Voltaje de Entrada (Recomendada)	7-12 V
Voltaje de Entrada (Límites)	6-20 V
Corriente DC por in/out Pin	40 mA
Corriente DC por 3.3V pin	50 mA
Memoria Flash	256 KB de los cuales 8 KB utiliza el gestor de arranque
Clock Speed	16 MHZ
Precio	\$ 15,50

3.7.2 Servo Driver para el motor Nema

Para poder controlar el motor, es necesario variar el voltaje y corriente, esto se lo pudo realizar con un controlador A4988, en conjunto con el Arduino MEGA es uno de los más usados, ya que sirve para diversos proyectos con motores de pasos.

Tabla 3.7 Especificaciones técnicas driver A4988.

DRIVER MOTOR	
Modelo	A4988
Color	Verde o Rojo
Intensidad máxima	2A
Tensión máxima	35V
Microsteps	16
Rs típico	0.05, 0.1 o 0.2
Fórmulas	$I_{max} = V_{ref} / (8 * R_s)$
Precio	3,50

A continuación, se muestra un diagrama con las conexiones realizadas para controlar el motor de pasos usando el Arduino y el driver:

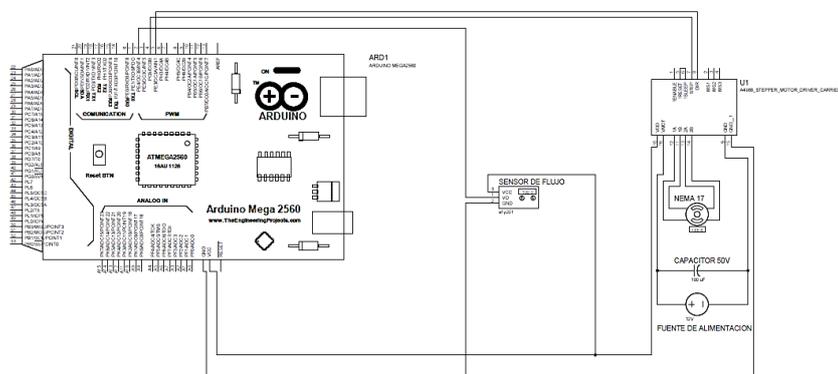


Figura 3.6 Esquema de Conexiones entre Arduino MEGA, motor de pasos Nema 17 y driver A4988.

3.8 Sensores

Para el correcto funcionamiento del equipo se instaló sensores para poder controlar los valores de flujo de gas y presión de acuerdo con las necesidades

del paciente, dado que el equipo requiere sistemas especializados en el área médica debido a la presencia de fluido salival, secreciones, cambios de temperatura, se decidió seleccionar un sensor marca HAMILTON capaz de medir de forma simultánea volumen, presión y flujo, de manera precisa y confiable, apto para aplicaciones pediátricas, neonatales y para ventilación en adultos.

Tabla 3.8 Datos técnicos Sensor Hamilton.

Sensor	
Marca	HAMILTON
Tipo	Proximal/Reutilizable
Modelo	PN 281637
Rango de Flujo	0-180 L/min
Materiales	Polisulfona, acero inoxidable y silicona
Presión de Trabajo	± 100 MBAR
Precio	\$141



Figura 3.7 Sensor Hamilton para volumen, flujo y presión.

El otro sensor por utilizar fue un sensor de oxígeno que permita tomar datos del $fiO_2\%$, aunque el equipo no puede controlar este parámetro, debe ser capaz de medirlo y activar alarmas en caso de que no se cumpla el $fiO_2\%$ que se especificó en sus parámetros de funcionamiento. Las características del sensor AO_2 de la marca CiTiceL se detallan a continuación:

Tabla 3.9 Datos técnicos Sensor de Oxígeno CiTiceL.

Sensor	
Marca	CiTiceL
Modelo	AA428-210
Rango de Flujo	0 – 100%
Material	ABS
Voltaje de Operación	5V
Tipo de Conexión	Conector Molex de 3 vías
Precio	\$38



Figura 3.8 Sensor AO2 para oxígeno.

3.9 Alarmas y Pantalla

Las alarmas y monitoreo del equipo se basan en la norma IEC60601-1-8:2006 y para alarmas se obtuvieron:

- Fallo en el suministro de gas o electricidad (Sensor de Oxígeno).
- Maquina apagada (motor no gira).
- Presión inspiratoria excede los 80cm H₂O.
- No se detectan valores de presión.
- Volumen corriente no alcanzado.

Estas alarmas se configuraron mediante código en Arduino. Mientras se realizan la lectura de los sensores se hará sonar un Buzzer KY-006 de Arduino con diferentes tonalidades y tiempos para identificar alguno de estos cinco errores.

El monitoreo se realizará mediante una LCD de Arduino de 16X2 y debe mostrar:

- Las configuraciones actuales de los parámetros seleccionados.
- La presión actual en las vías respiratorias.
- Flujo de aire actual en las vías respiratorias.

3.10 Prototipo

Con todas las partes ya diseñadas, se procedió a realizar un modelo en software de diseño asistido por computadora, obteniendo el siguiente resultado.

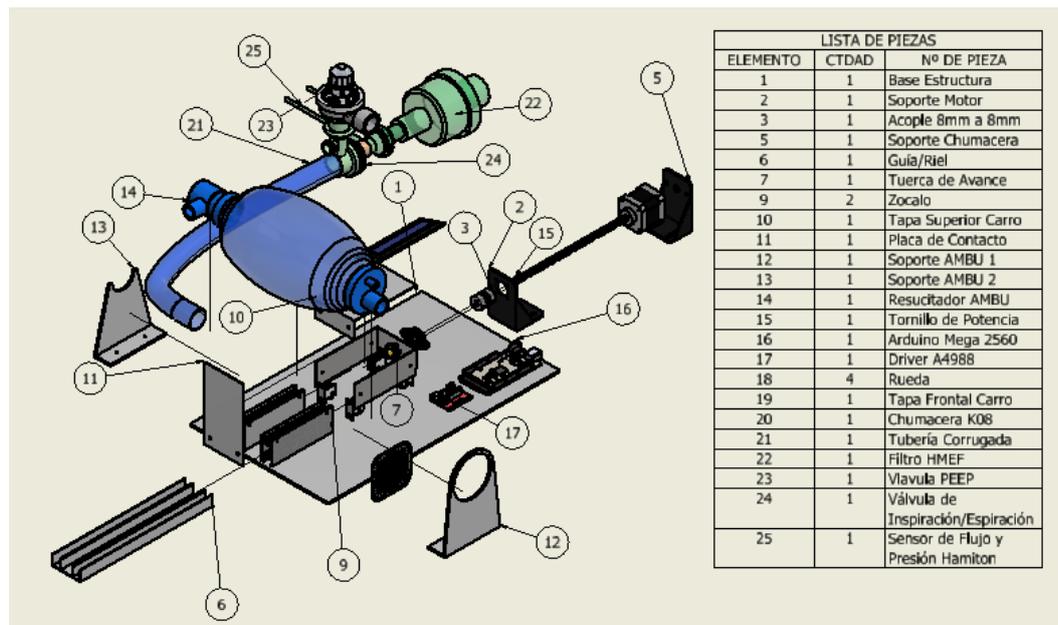


Figura 3.9 Vista Explosión del dispositivo y sus partes.

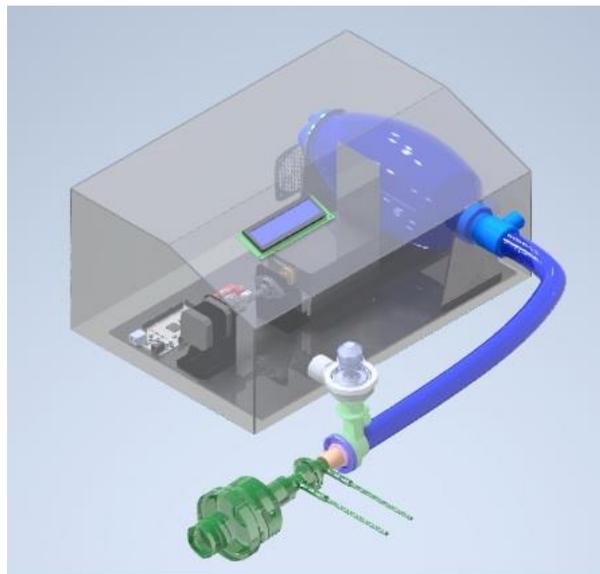


Figura 3.10 Render Ventilador Mecánico Inteligente 1/2.

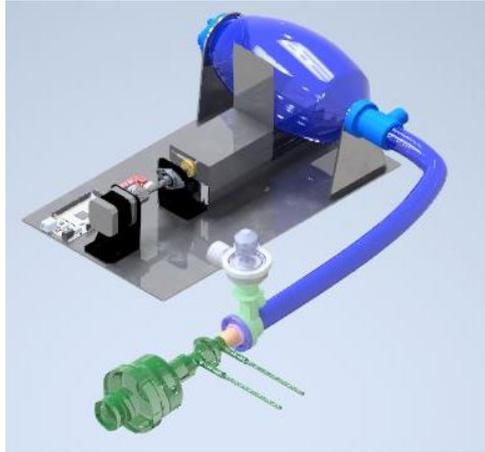


Figura 3.11 Render Ventilador Mecánico Inteligente 2/2.

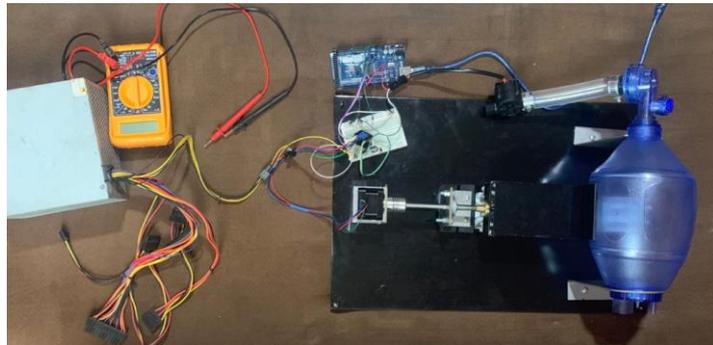


Figura 3.12 Prototipo Preliminar.

3.11 Curvas de Flujo VS Tiempo



Figura 3.13 Grafica Flujo vs tiempo para 1400 pasos con un T_i de 1 segundo.

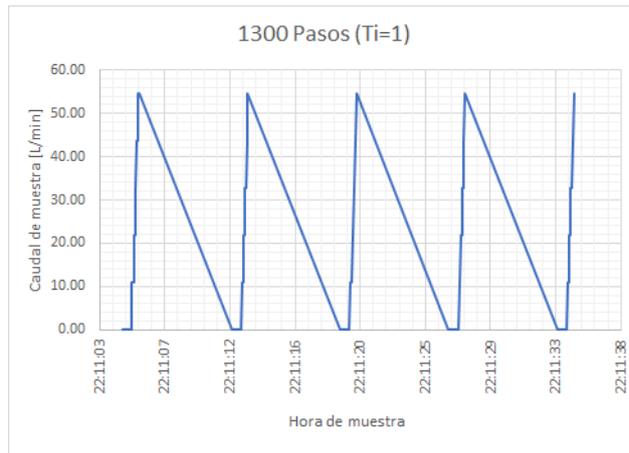


Figura 3.14 Grafica Flujo vs tiempo para 1300 pasos con un T_i de 1 segundo.

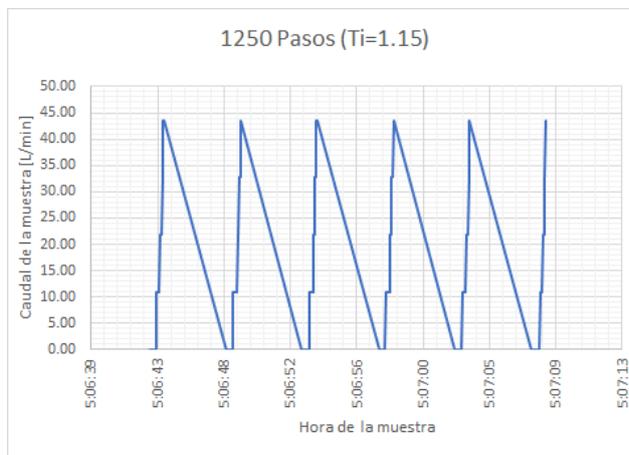


Figura 3.15 Grafica Flujo vs tiempo para 1250 pasos con un T_i de 1.15 segundo.



Figura 3.16 Grafica Flujo vs tiempo para 1200pasos con un T_i de 1.1 segundo.

3.12 Calibración del prototipo

Mediante las curvas de flujo versus tiempo, se aproximaron volúmenes corrientes mediante el área bajo la curva obteniendo la siguiente tabla, donde se relaciona la cantidad de pasos que se dio para obtener dicha curva Flujo vs tiempo con el volumen corriente.

Como la relación I:E es un dato de entrada que puede ir de 1:1 a 1:3, la siguiente calibración sería de la frecuencia respiratoria, se determinaron las siguientes ecuaciones de forma analítica:

$$FR = \frac{1}{T_i + T_e} * 60$$

Donde T_i y T_e son los tiempos de inspiración y espiración respectivamente, los cuales se pueden encontrar dividiendo la cantidad de pasos, por el tiempo que tarda en dar los pasos.

Tabla 3.10 Parámetros obtenidos por medio del equipo .

# de Pasos	Volumen corriente [ml]	Respiraciones por minuto
1400	600	20
1300	450	12
1250	400	19
1200	300	15

3.13 Tabla Resumen de Resultados

Tabla 3.11 Resultados obtenidos con sus respectivos precios en el mercado.

Nombre	Características	Precio
Tornillo de Potencia	Acero Inoxidable 304, Paso: 2mm, 4 hilos, avance:8 mm, Longitud:200 mm	\$ 10,00
Motor Nema 17	Angulo de paso de 1.8 °, 2 fases, corriente de fase de 1,68 A, Torque de Anclaje de 5 Kg cm, Voltaje de 2,8 V	\$25,00
Rodamientos K08 con soporte a la pared	Ancho de 11 mm, capacidad de carga dinámica de 3300 N, capacidad de carga estática de 1350 N, diámetro interno de 8 mm, fabricado en Acero	\$ 3,00
AMBU Resucitador con válvula PEEP	De acción manual, adulto, 2500 ml la bolsa de reservorio, mascarilla #5, válvula PEEP de 0-10 cm H2O	\$ 30,00
Arduino MEGA	54 entradas/Salidas digitales, 16 analógicas, conexión usb	\$ 15,50
Driver A4988 Motor Paso a Paso	Para motores de paso a paso bipolares, alcanza hasta un voltaje de 35V y 2A, ideal para microprocesadores sobrecargados.	\$ 3,50
Fuente de Alimentación	Conmutada 12 CC, 20ª a 240 W	\$ 8,50
Sensor de Flujo, presión y volumen	De tipo Proximal/Reutilizable, 0-180 L/min, hecho en Polisulfona (carcasa), acero inoxidable (tapa) y silicona (tubos de medición).	\$ 141
Sensor de Oxígeno AO2	Marca CiTiceL, modelo AA428-210, fabricado en ABS, Rango de 0- 100%	\$38
Filtro HMEF	Desechable, filtra bacterias	\$ 10
Estructura y chapa metálica	Conjunto de soportes, base y carcasa en acero inoxidable	\$ 100
TOTAL		\$384,50

3.14 ANALISIS DE RESULTADOS

En este trabajo se presenta el diseño de un ventilador mecánico por control de volumen, además de la construcción de un prototipo y la selección de sus componentes acorde a criterios ingenieriles y normas técnicas. El elemento principal que entrega la mezcla de aire y oxígeno adecuadas es un AMBU, el cual es comprimido de manera cíclica por un mecanismo de placa y tornillo de potencia, ambos de acero inoxidable AISI 304. El avance de esta placa depende del avance del tornillo de potencia y de las revoluciones por minuto de un motor de pasos NEMA 17. Para la electrónica el componente principal fue el microcontrolador Arduino Mega, el cual tiene a disposición códigos abiertos para proyectos afines. La monitorización se llevará a cabo por sensores de presión y flujo. Para cumplir con los parámetros de Volumen corriente, se debe calibrar el equipo por medio de toma de datos iniciales de flujo y tiempo, para la frecuencia respiratoria y la relación I:E se calcularon tiempos según el *delay* de cada paso del motor y la cantidad total de pasos.

3.14.1 Selección de materiales

La selección de materiales para la estructura de este ventilador mecánico se basa en la norma ISO 15189:2012 se detallan los requerimientos que debe cumplir una institución dedicada a la salud para verificar que son competentes. El apartado de inmobiliario dice: *“La institución debe disponer de lavabos, mesas, islas de trabajo, estanterías de almacenamiento de insumos, equipos y muebles en general fabricados de acero inoxidable de la serie AISI 304”* (ISO 9001, 2015).

Por lo que los componentes estructurales a diseñar y seleccionar son en su mayoría acero inoxidable AISI 304, lo cual en modelos como los de Díaz Silvia (2015) y Naranjo César (2020) no mencionan, sin embargo, en ventiladores como MASI (2020) sí consideraron.

3.14.2 Selección del mecanismo

Se utilizó un AMBU debido a la ponderación precio/funcionalidad. Equipos comerciales como los ventiladores HAMILTON C2 (2014) utilizan

mecanismos similares con bolsas autoinflables. Sin embargo, ellos diseñan y fabrican las mismas, con una geometría de compresión lineal para facilitar la obtención de curvas de respiración adecuadas para los pacientes. Sin embargo, uno de los requerimientos de diseño es que sea fácilmente replicable a nivel global, por lo que se utilizó un AMBU con una geometría compleja, pero con la calibración adecuada, puede cumplir los parámetros establecidos.

Se decidió que el mecanismo con tornillo de potencia era la mejor opción debido a la mejor adaptabilidad que presenta para lograr una curva de velocidad y mediante esa función obtener un caudal más estable que con leva, puesto que dicho mecanismo tiene una curva de velocidades fijas, como en el modelo presentador por Granados Sebastián (2020). La ventaja que presenta el mecanismo de leva al usar un motor de pasos es el torque entregado debido a las bajas velocidades angulares.

Sin embargo, es importante considerar la respuesta dinámica del servo motor que se utilice debido a los cambios de velocidades que va a soportar. Se consideró que no era necesario usar una turbina debido a que para el único modo de ventilación que posee, control por volumen y en ventilación mandatoria continua, es más eficiente usar un AMBU, ya sea por la diferencia de costos, o por los parámetros médicos entregados por estos. Esto es una desventaja frente a los diferentes modos de ventilación tanto mandatoria como asistida que presentan propuestas como las de OpenVenti (2021).

3.14.3 Selección del motor

Se usó un motor Nema 17 ya que se contaba con uno en existencia, por lo que se debió adaptar el diseño para este tipo de motor, se recomienda usar un servomotor que es uno de los más apropiados para trabajos que requieren alta precisión, altas velocidades y es muy compacto, además de su fácil implementación y control.

El torque del motor Nema 17 cumple satisfactoriamente los parámetros que necesitamos ya que el torque calculado es de 0,125 Nm, y la menor denominación del motor Nema 17 alcanza un torque equivalente a 0,23 Nm, lo cual se considera un factor de seguridad de 1.84 considerando un coeficiente de fricción de 0.15 para la carga que implica la tuerca con todo el conjunto móvil que comprime el AMBU, según las curvas presentadas, las revoluciones que alcanza el motor supera lo que necesitamos, por lo que no habría problema al usarlo, se utilizó una caja reductora para alcanzar los 300 RPM. Este es el mismo motor utilizado por Naranjo César (2020) en su modelo.

3.14.4 Factores de seguridad

En ningún prototipo presentado se muestra un análisis de fallas de los elementos que conforman la estructura, a excepción de Díaz Silvia (2015), quien incluyó un análisis de esfuerzos del eje del servomotor, sin embargo, en este proyecto se analizaron todos los elementos críticos sometidos a cargas y sus respectivos factores de seguridad. El factor de seguridad del tornillo de potencia está por encima de cualquiera considerado en diferentes aplicaciones de ingeniería o recomendado por ASME, sin embargo, es el más comercial y diseñar uno menos sobredimensionado implicaría mayores costos.

El factor de seguridad de las placas está por encima de 4 que es considerado bajo las condiciones de materiales dúctiles, que no son de altísima calidad usados en piezas que no están sometidas a condiciones de trabajo exigentes ni agresivas como es el caso de un hospital y que los esfuerzos pueden determinarse con una aproximación aceptable.

Los factores de seguridad de los elementos estructurales de chapa metálica están por encima de 4 que es considerado bajo las condiciones de materiales dúctiles, que no son de altísima calidad usados en piezas que no están sometidas a condiciones de trabajo exigentes ni agresivas como es el caso de un hospital y que los esfuerzos pueden determinarse con una

aproximación aceptable. Además, los rodamientos seleccionados tienen una vida útil de 7111 millones de vueltas.

A diferencia del modelo Apollo BVM (2021), cuya manufactura es en su mayoría impresión 3D, este modelo basa la manufactura de su estructura en chapa metálica de acero inoxidable AISI 304 y en selección de componentes del mismo material. Aunque represente un costo alto comprar la materia prima, la cantidad necesaria y los procesos de mecanizado de corte y doblado lo compensan. Además, el diseño de formas complejas implica mayor inversión de trabajo en analizar las posibles fallas mecánicas de cada pieza. La desventaja que este proyecto presenta es la precisión de al momento de ensamblar, ajustar y alinear las piezas que lo conforman.

3.14.5 Calibración del equipo

La calibración mostrada es netamente didáctica, ya que solo se puede lograr con sensores de alta precisión como el sensor HAMILTON PN 281637, además la correcta calibración de volúmenes corriente se logrará con una función de velocidad del motor de pasos en el cual se aumente de manera gradual el *delay*, lo que hará que la velocidad se reduzca, estabilizando el caudal. Como se observó en las gráficas de caudal versus tiempo el caudal es bajo al inicio y aumenta, esto se solucionará comenzando con una velocidad alta y reduciéndola de a poco. Este fenómeno se presenta en ventiladores mecánicos con AMBU, debido a la compresión no lineal que sufre por su geometría. En el proyecto de Calibrador de Ventiladores Mecánicos Pinzón (2011) se hace énfasis en la importancia de mantener un equipo calibrado y la frecuencia con el que se debe calibrar, ya que las mediciones pueden variar incluso entre ventiladores fabricados por el mismo proveedor. Dicha calibración se realizará por un modelado de pulmón electrónico que simula la Resistencia y Compliancia de un pulmón humano entregando datos sensados de presión, flujo y volumen, los cuales se deben comparar con los datos que uno obtiene de la calibración del medidor de flujo y el volumen calculado a partir de ello.

Tentativamente se podrían incluir más modos de ventilación con más experiencia en la programación de Arduino, tal es el caso del ventilador HEV propuesto por CERN (2020), el cual debido a su pistón con geometría simple resulta un tanto más sencillo en relación a la programación del mismo para otros modos de ventilación, ya que los parámetros a controlar en otros modos, o son los mismos que en control de volumen o son parámetros que se dependen de variables programables en el microcontrolador Arduino Mega.

3.14.6 Controlador, sensores y electrónica.

Para el diseño propuesto se usaron sensores de grado médico tal como en el ventilador MASI (2020), sin embargo, debido a costos en el prototipo se usaron sensores de menor calidad. Básicamente debido a que se utiliza el prototipo para la explicación de la calibración del equipo, como un proceso iterativo entre el AMBU comprimido y los parámetros de control del Arduino para el servo motor.

En este equipo se utilizó un controlador Arduino Mega, se descartó el uso de electroválvulas debido al costo que representaba, y se decidió usar válvulas de inspiración y espiración regulables, pero para lograr pausas espiratorias, serían necesarias las electroválvulas. La desventaja de usar Arduino es que solo puede ejecutar un proceso a la vez, por lo que se complica al momento de controlar varios dispositivos como sensores y pantalla a la vez, sin embargo, con una minuciosa programación se puede controlar todos los elementos sin problemas.

En el caso de las alarmas, se conectó y se configuró un Buzzer KY-006, al cual se le varía su frecuencia y se seleccionan notas para entregar diferentes tonos de alarma mediante código. En la pantalla se permitirá alternar las variables a monitorear mediante la pulsación de botones, y simplemente deberá presentar en ella los valores que marcan los sensores. Tanto las alarmas como la monitorización dependen de la programación en

Arduino y los elementos electrónicos a los que van conectados. La medida del sensor de oxígeno nos dirá si el equipo entrega el $fiO_2\%$ adecuado, si el medidor de flujo marca cero implica que el motor dejó de funcionar por algún motivo, la medida del sensor de presión indicará si existe alguna fuga de aire y la presión en el paciente no es alcanzada o si existe un error del motor y se ejerce una presión excesiva, además el sensor de flujo, junto al tiempo que se configuró dirá si el volumen corriente se alcanza o no. Adicionalmente, se agregarán líneas de código que detengan o reinicien el equipo si se pone en peligro la vida del paciente al presentar estos errores.

CAPITULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

El ventilador mecánico presentado en este trabajo capaz de funcionar en el modo de ventilación controlado por volumen. Se restringe su uso para pacientes adultos afectados por el covid-19, que requieran ventilación mandatoria continua. Este consta de un circuito para la respiración de la paciente compuesta de: Suministro de aire con $fiO_2\%$ apropiada, el reservorio propio del AMBU, el AMBU HSINER de 1500 ml, válvula de inspiración y espiración propia del AMBU, válvula PEEP HSINER, sensor de flujo HAMILTON PN 281637, filtro HMEF.

La magnitud del volumen corriente máximo depende de la capacidad del AMBU y la carrera del tornillo de potencia, el cual en la práctica entregó hasta 600ml de Volumen corriente que es lo que se solicita, según la Tabla 2.5 de requerimientos. Para los otros parámetros como la frecuencia respiratoria se obtuvieron valores de 12 a 20 respiraciones por minuto, sin embargo, se pueden alcanzar valores más altos y bajos según los parámetros ingresados para el control del motor de pasos, al igual que la relación Inspiración Espiración I:E. El cumplimiento del $fiO_2\%$ dependerá de lo que la cámara de mezcla del suministro del mismo hospital entregue y se configure, de igual forma la PEEP es regulada manualmente por la válvula PEEP que se encuentra a la salida del AMBU, puede ser regulada hasta 20 cmH₂O.

El diseño obtenido en comparación con otros ventiladores mecánicos existentes en el país mantiene una gran diferencia de costo de manufactura, con un valor de \$384.50, frente a precios de \$1500 (Ubuntu Respira), \$850 (Respirador mecánico artesanal-Quito), esto debido a la simplicidad del dispositivo, que cumple con los requerimientos básicos de ventilación mecánica y hace uso de elementos existentes en el mercado local.

4.2 Recomendaciones

Se recomienda usar un controlador de motor Nema 17 más robusto, como el modelo TB6600 debido al sobrecalentamiento que recibió únicamente el del driver, puesto que debe estar funcionando de forma continua por varios días

Se recomienda la colaboración con un profesional en programación de Arduino para desarrollar un código que permita aumentar los modos de ventilación e incluso detectar, por medio de sensores adicionales, si existe un esfuerzo pulmonar de parte del paciente para soportar ventilación asistida, además de la mandatoria continua, además del correcto desarrollo de la función de velocidad angular que debe cumplir el motor de pasos Nema 17 para entregar gráficas de flujo constante.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Muñoz, A. (2010). *Valoración del paciente con insuficiencia respiratoria aguda y crónica. Manual de Diagnóstico y Terapéutica en Neumología* (2da ed.). Madrid: Neumosur.
- [2] Chatburn, R. (2007). Classification of ventilator modes: update and proposal for implementation. *Respir Care*, 301-323.
- [3] Campbell, R. (2002). Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation: does it matter? *Respir Care*, 340-355.
- [4] Otis, A. B. (1950). Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol*, 592-607.
- [5] Hernández, O. (2007). Estudio de la función pulmonar en el paciente colaborador. Parte I. *An Pediatr*, 393-406.
- [6] Pérez, M. (2006). Monitorización de la mecánica ventilatoria. *Medicina Intensiva*, 440-448.
- [7] Carrillo, A. (2003). Parameters of mechanical ventilation. *An Pediatr*, 67-74.
- [8] MHRA. (28 de Abril de 2020). *Guidance Specification for Rapidly Manufactured Ventilator System*. Obtenido de Government of UK: <https://www.gov.uk/government/publications/specification-for-ventilators-to-be-used-in-uk-hospitals-during-the-coronavirus-covid-19-outbreak/rapidly-manufactured-ventilator-system-rmvs>
- [9] PAHO. (3 de Marzo de 2020). *Especificaciones técnicas de dispositivos médicos para la gestión de* . Obtenido de PAHO Web site: https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/51980/OPSPHEIMCovid1920001_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y
- [10] ARCSA. (11 de Agosto de 2020). *Normativa Técnica para la autorización de utilización de dispositivos médicos fabricados en Ecuador a ser donados en establecimientos de salud para atender la emergencia sanitaria*. Obtenido de ARCSA Web site: https://www.controlsanitario.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2020/08/Resoluci%C3%B3n_ARCSA-DE-011-2020-LDCL_Normativa-T%C3%A9cnica-para-la-autorizaci%C3%B3n-de-utilizaci%C3%B3n-de-dispositivos-m%C3%A9dicos-fabricados-en-Ecuador-a-ser-donados-en-establ

- [11] Schneider Electric Motion USA (2018). *Stepper motors Catalogue* (Schneider Electric Motion USA ed.). Obtenido de: <https://novantaims.com/download/stepper-motors-catalog/?wpdmdl=13227&refresh=6132e750760931630725968>
- [12] Norton, R. L. (2013). *Diseño de maquinaria: Síntesis y análisis de máquinas y mecanismos* (5ta ed.). México D.F.: McGraw-Hill.
- [13] Díaz Rivadeneira, S. P. (2015). *Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación (ingeniería)*. USFQ, Quito. Recuperado de: <https://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/4870>
- [14] Naranjo, C. (2020). *Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión (ingeniería)*. Universidad Internacional del Ecuador, Quito. Recuperado de: <https://uctunexpo.autanabooks.com/index.php/uct/article/download/325/584/>
- [15] Equipo, MASI (2020). *Masi ventilador mecánico para la emergencia del covid-19 (ingeniería)*. Pontificia Universidad Católica del Perú, Perú. Recuperado de: <https://docplayer.es/27418082-Proyecto-masi-manual-de-usuario-registro-y-envio-de-estados-financieros-facilito-f-605-ver-5-1-implementacion-sistema-tributario-del-sin.html>
- [16] Oshman Engineering, Design Kitchen (2021). *ApolloBVM - Emergency Use Ventilator (Ingeniería)*. Rice University, Texas. Recuperado de: <http://oedk.rice.edu/ApolloBVM-DIY>
- [17] Granados Solarte, S. (2020). *Informe Escrito Final Proyecto Principios de Dinámica (Ingeniería)*. Universidad Nacional de Colombia, Colombia. Recuperado de: https://www.academia.edu/44500582/An%C3%A1lisis_din%C3%A1mico_y_desarrollo_de_un_respirador_mec%C3%A1nico
- [18] Open, Venti (2021). *OpenVenti OP20/A Ventilador mecánico compasivo (Ingeniería)*. OPENVENTI, Guayaquil. Recuperado de: <https://openventi.org/wp-content/uploads/2021/05/OPENVENTI-Manual-de-usuario-V150521.pdf>
- [19] EUROPEAN ORGANIZATION FOR NUCLEAR RESEARCH. (2020, marzo). *The HEV Ventilator Proposal*. CERN. Recuperado de: <https://arxiv.org/pdf/2004.00534.pdf>
- [20] Pérez Pinzón, Edgar (2011). *Diseño y evaluación de un método de calibración de ventiladores mecánicos para adultos (Ingeniería)*. Universidad de los Andes,

Colombia.

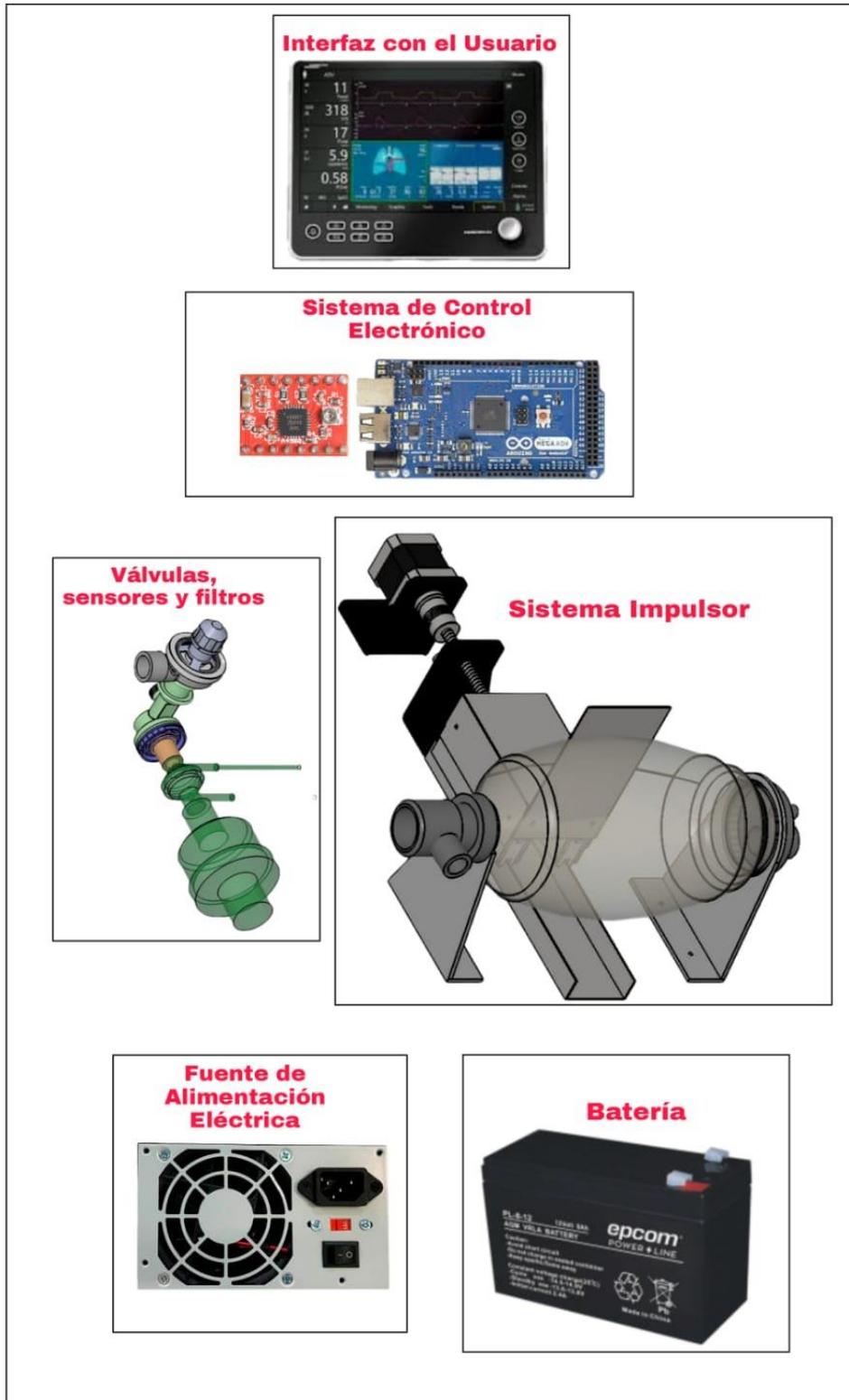
Recuperado

de:

<https://repositorio.uniandes.edu.co/handle/1992/14712>

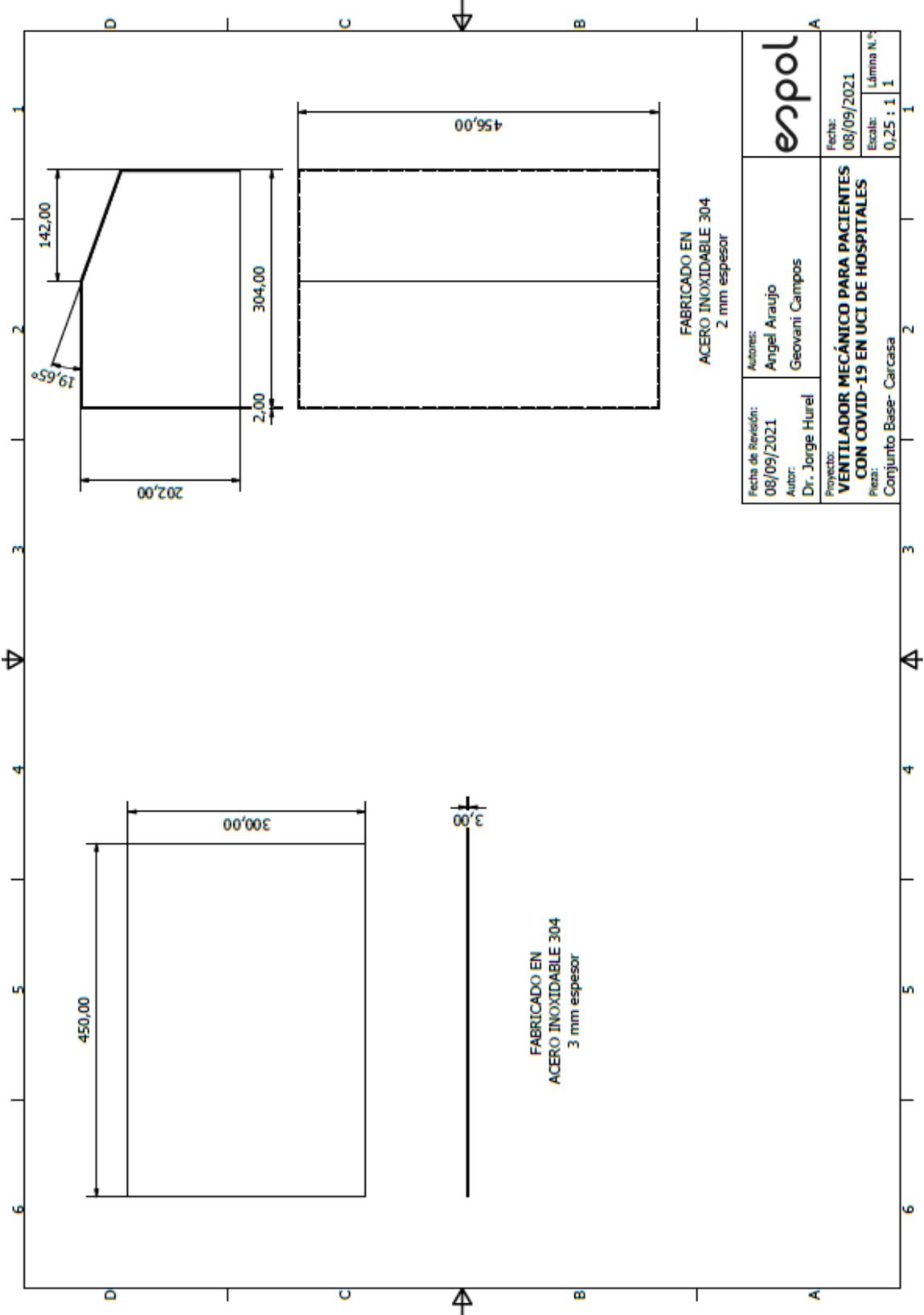
APÉNDICES

APENDICE A. Esquema del ventilador mecánico con sus partes descritas de forma general.

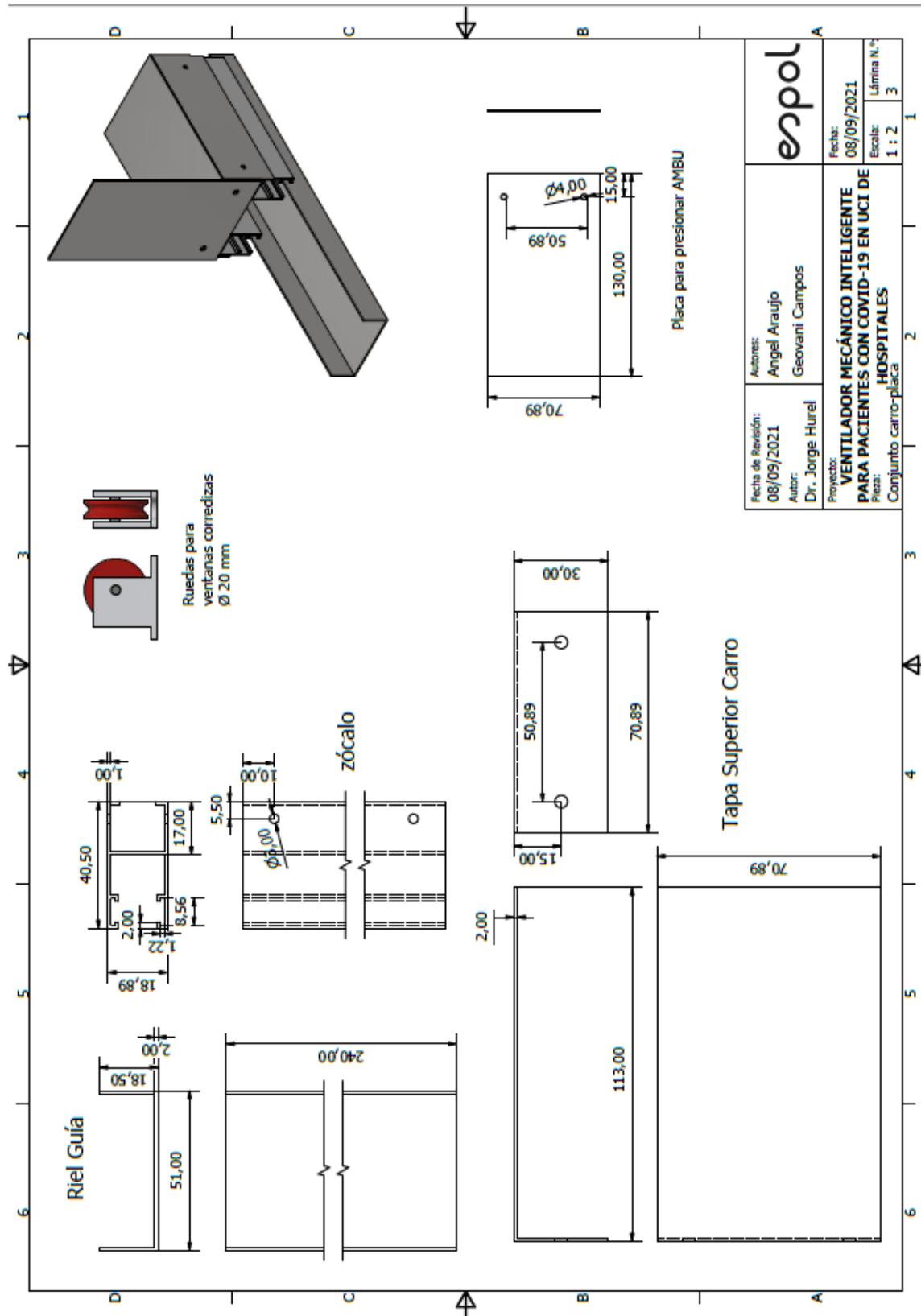


APENDICE B. Planos de la estructura y ubicación de cada parte del ventilador.

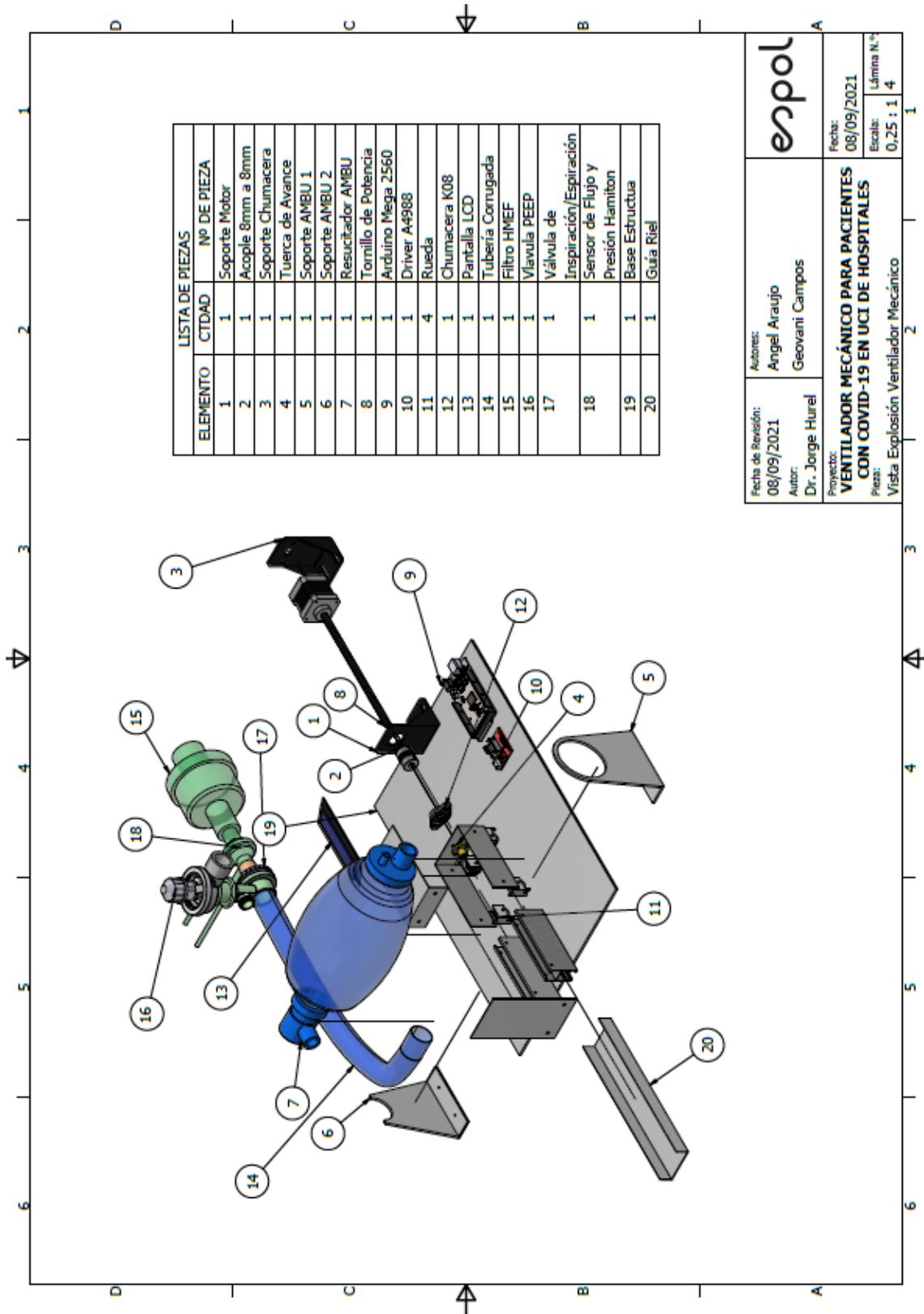
Planos de la estructura que conforma el conjunto base-carcasa.



Plano de Conjunto de sistema de movimiento lineal y placa que presiona el AMBU



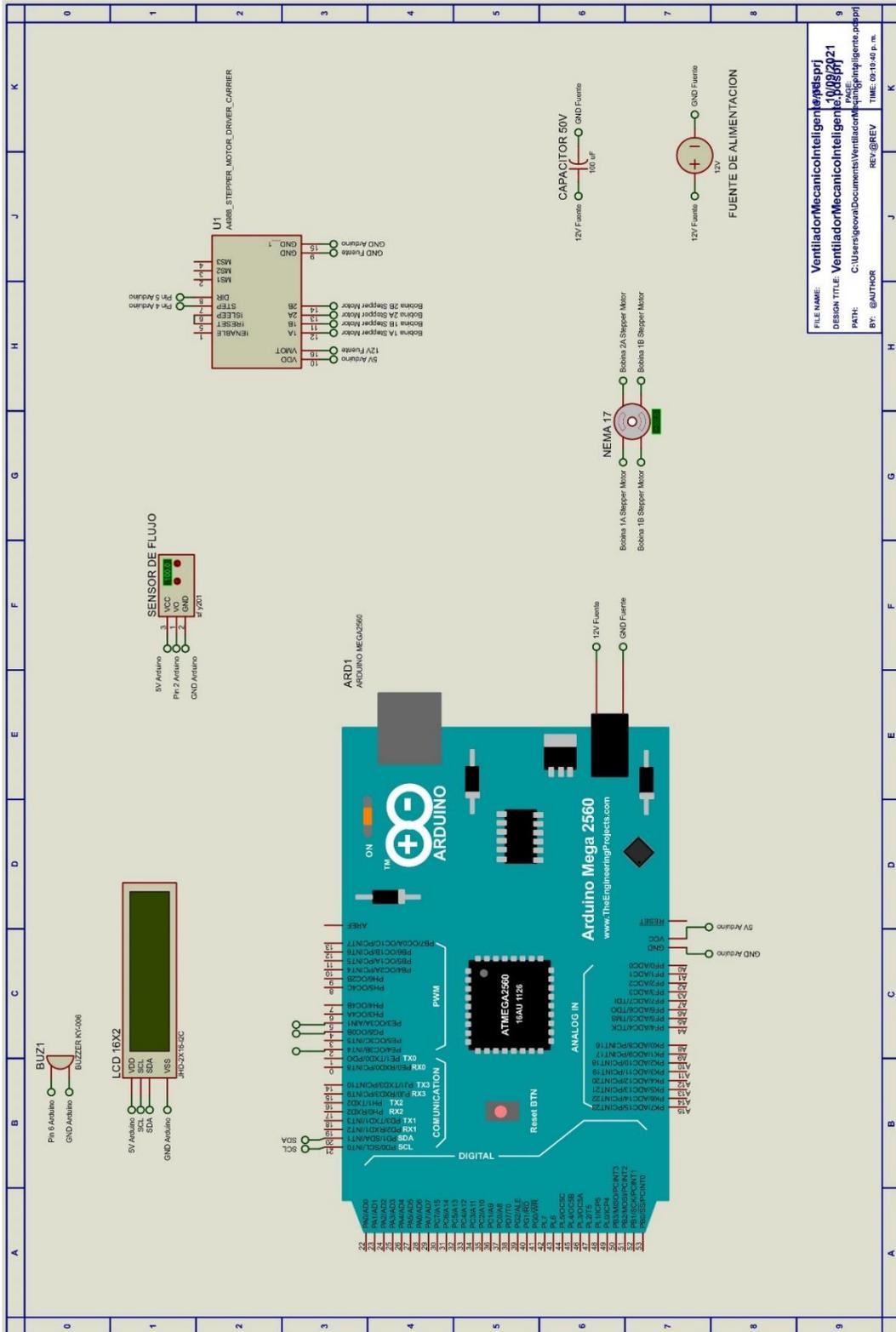
Plano de Vista explosión del ventilador mecánico con la ubicación de sus partes.



Fecha de Revisión: 08/09/2021
Autores: Angel Araujo, Geovani Campos
Proyecto: Dr. Jorge Hurel
VENTILADOR MECÁNICO PARA PACIENTES CON COVID-19 EN UCI DE HOSPITALES
Piezas: Vista Explosión Ventilador Mecánico

Fecha: 08/09/2021
Escala: Lámina N.º 0,25 : 1 4

APENDICE C. Esquema del circuito electrónico y sus conexiones conformado por: Arduino MEGA, driver A4988 y motor de pasos NEMA 17.



APENDICE D. Código de plataforma Arduino para toma de datos y calibración del Ventilador Mecánico.

```
#include <LiquidCrystal_I2C.h> //DESCARGAR
LIBRERÍA:https://github.com/ELECTROALL/Codigos-arduino/blob/master/LiquidCrystal\_I2C.zip
LiquidCrystal_I2C lcd(0x3f,16,2); // si no te sale con esta direccion puedes usar
(0x3f,16,2) || (0x27,16,2) ||(0x20,16,2)
#define STEP 4 // pin STEP de A4988 a pin 4
#define DIR 5 // pin DIR de A4988 a pin 5
volatile float NbTopsFan;
float Calc;
int hallsensor = 2;
unsigned long startTime;
unsigned long interval = 50;
unsigned long intervalU = 500;
int p = 1200;
int r1 = 400;
int e = 1000;
int r2 = 800;
void rpm ()
{
NbTopsFan++;
}
void setup()
{
lcd.init();
lcd.backlight();
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("Q,Ti");
lcd.setCursor (0,1);
```

```

lcd.print(0,"0","0","0");
pinMode(STEP, OUTPUT); // pin 4 como salida
pinMode(DIR, OUTPUT); // pin 5 como salida
pinMode(hallsensor, INPUT);
Serial.begin(9600);
attachInterrupt(0, rpm, RISING);
startTime=millis();

}

void loop()
{
  digitalWrite(DIR, LOW); // giro en sentido opuesto
  NbTopsFan = 0;
  for(int i = 0; i < (p) ; i++){
    digitalWrite(STEP, HIGH);
    delayMicroseconds(r1);
    digitalWrite(STEP, LOW);
    delayMicroseconds(r1);
    if ((millis()-startTime)>=interval)
    {
      Calc = (NbTopsFan * 60 / 5.5);
      Serial.print (Calc, DEC);
      Serial.print (" Litros/min\r\n");
      startTime=millis();
      if ((millis()-startTime)>=intervalU)
      {
        lcd.setCursor(0, 1); // ubica cursor en columna 0 y linea 1
        lcd.print(Calc); // VARIABLES DE SALIDA
        lcd.print(",");
        lcd.print(p/1000)
      }
    }
  }
}

```

```
}  
delay(e);      // demora de 2 segundos  
digitalWrite(DIR, HIGH); // giro en un sentido  
for(int i = 0; i < (p); i++){ // 1000 pasos para motor de 0.9 grados de angulo de paso  
  digitalWrite(STEP, HIGH); // nivel alto  
  delayMicroseconds(r2);    // por 10 mseg  
  digitalWrite(STEP, LOW);  // nivel bajo  
  delayMicroseconds(r2);    // por 10 mseg  
}  
delay(e);      // demora de 2 segundos  
}
```