

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO
CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES
OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecatrónico

AUTOR:

Marcos Alexander Venturo Ascasibar

ASESOR:

Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri


Lima, Noviembre, 2023

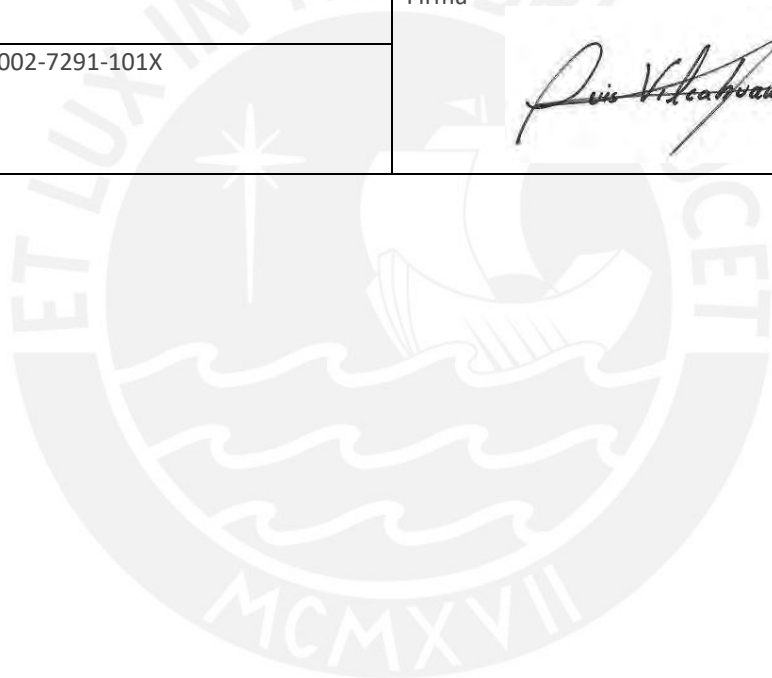
Informe de Similitud

Yo, Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulada **Diseño de un ventilador mecánico de presión negativa tipo coraza para el tratamiento de las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas en personas adultas**, del autor **Marcos Alexander Venturo Ascasibar**, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 19 %. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 10/11/2023.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lima, 19 de noviembre del 2023

Apellidos y nombres del asesor: <u>Vilcahuamán Cajacuri, Luis Alberto</u>	
DNI: 08720728	Firma 
ORCID: 0000-0002-7291-101X	



RESUMEN

La presente investigación se centró en el desarrollo de un ventilador mecánico de presión negativa no invasivo tipo coraza, para el tratamiento de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) en adultos. Este dispositivo se diseñó mediante simulaciones basadas en modelos matemáticos y la selección de componentes electrónicos y mecánicos. Su funcionamiento se basa en suministrar una fuerza de succión al tórax a través de una coraza conectada a este. El actuador, como un motor o compresor, proporciona esta fuerza para expandir y contraer el tórax y el diafragma durante el ciclo respiratorio. La necesidad de diseñar este tipo de ventilador mecánico surge debido a las carencias en el equipamiento de las instalaciones de atención médica y los altos costos de los tratamientos para enfermedades respiratorias, que se hicieron evidentes durante la pandemia de COVID-19.

Este modelo es capaz de generar una presión entre los 20 y -20 cmH₂O, con una frecuencia respiratoria entre los 25 y 35 rpm para su uso en pacientes con EPOC que requieran de una terapia no invasiva con una coraza. Se empleó la metodología VDI 2206, la cual indica las pautas para el desarrollo de proyectos mecatrónicos. Se hizo un análisis de las problemáticas para requerir un ventilador a presión negativa y las tecnologías existentes actualmente. Además, se explica los fundamentos de la mecánica respiratoria y la tecnología de los ventiladores mecánicos. En base a lo anterior, y junto a la lista de requerimientos se determinó que la alternativa más viable era usar un motor junto a un *impeller*, controlado por un microcontrolador y que se pueda interactuar con una pantalla táctil. Posteriormente, se realiza el diseño electrónico con la selección de componentes; el diseño mecánico con la elaboración del *impeller* y de control para obtener un modelo matemático de todo el sistema. Finalmente, se procede a realizar la simulación mediante software del modelamiento matemático, el diseño en 3D del sistema mecatrónico y el control PID de la presión generada, para luego evaluar la viabilidad económica de la fabricación y el costo de los componentes seleccionados.

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	ii
ÍNDICE DE CONTENIDO	iii
ÍNDICE DE TABLAS	v
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vi
INTRODUCCION	1
CAPÍTULO 1: IDENTIFICACION DE LA PROBLEMÁTICA Y DESCRIPCION DE LA TAREA.....	2
1.1 Contexto de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica en el Perú y el mundo	2
1.2. Justificación del diseño	8
1.3. Objetivos.....	8
1.4. Alcance	9
1.5. Metodología.....	10
1.6 Estado del arte.....	10
CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEORICOS, MODELAMIENTO DE LA MECANICA RESPIRATORIA Y TECNOLOGIA DEL VENTILADOR	16
2.1. Fundamentos de mecánica respiratoria	16
2.2 Modelamiento matemático del aparato respiratorio	21
2.3 Diagnóstico y Tratamientos	23
CAPÍTULO 3: DISEÑO CONCEPTUAL.....	26
3.1 Requerimientos del usuario	26
3.2 Requisitos de usuario	27
3.3 Requerimientos del sistema	28
3.4 Estructura de funciones.....	31
3.5 Matriz morfológica	35
3.6 Conceptos de solución	39
3.7 Evaluación técnico-económica	43
3.8 Concepto de solución óptimo.....	46
CAPITULO 4: DISEÑO DEL SISTEMA MECATRÓNICO	48
4.1 Cálculos iniciales para el diseño	48
4.1.1 Cálculo de generación de presión y flujo.....	48
4.2 Diseño mecánico.....	50
4.2.1 Diseño del <i>impeller</i>	50
4.2.2. Selección del motor de potencia y controlador.....	52
4.2.3. Selección de válvula unidireccional	54
4.2.4. Selección del filtro electrostático.....	54
4.2.5 Diseño de la estructura del ventilador pulmonar.	55
4.2.6 Estructura del ventilador.....	56
4.2.7 Ensamblaje del subsistema de potencia.....	56
4.3. Diseño electrónico y eléctrico	57
4.3.1. Componentes electrónicos y eléctricos	57
4.3.2 Diagrama de bloques con componentes seleccionados	70
4.3.3 Diagrama esquemático del sistema electrónico y eléctrico	70
4.3.4 Placa electrónica	71
4.4. Diseño del subsistema de control	71
4.4.1 Diagrama de bloques del concepto de solución optimo.....	71
4.4.2 Diagramas de flujo.....	71
4.4.3 Modelamiento del motor <i>brushless</i> DC	72
4.4.3 Modelamiento del <i>impeller</i>	75
4.4.4 Modelamiento del corrugado y coraza.....	77

4.4.5. Diseño de la interfaz de usuario	78
CAPITULO 5: LISTA DE PLANOS, SIMULACIONES Y ESTIMACION DE COSTOS	
82	
5.1. Sistema integrado	82
5.2. Planos	82
5.3 Simulación del sistema	83
5.4 Costos	88
5.4.1 Costos de los componentes electrónicos y eléctricos	88
5.4.2 Costos de componentes mecánicos	89
5.4.3 Costos de fabricación	90
5.4.4 Costos de diseño e implementación	90
5.4.5 Costos total	90
Conclusiones	91
Recomendaciones	92
Bibliografía	93
Anexos	102



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 <i>Comparativa de las especificaciones técnicas de los ventiladores a presión negativa.</i>	14
Tabla 1.2 <i>Comparativa de las características de los ventiladores a presión negativa.</i>	15
Tabla 2.1 <i>Tipos de tratamientos farmacológicos y no farmacológicos.</i>	24
Tabla 3.1 <i>Requisitos y requerimientos del usuario.</i>	27
Tabla 3.2 <i>Lista de exigencias.</i>	30
Tabla 3.3 <i>Lista de exigencias.</i>	31
Tabla 3.6 <i>Leyenda de la matriz morfológica.</i>	35
Tabla 3.7 <i>Matriz morfológica para el bloque de energía.</i>	36
Tabla 3.8 <i>Matriz morfológica para el bloque de sensores.</i>	36
Tabla 3.9 <i>Matriz morfológica para el bloque de procesamiento de señales.</i>	37
Tabla 3.10 <i>Matriz morfológica para el bloque de control.</i>	37
Tabla 3.11 <i>Matriz morfológica para el bloque mecánico.</i>	38
Tabla 3.12 <i>Matriz morfológica para el bloque de interfaz.</i>	38
Tabla 3.12 <i>Evaluación técnica de los conceptos de solución.</i>	45
Tabla 3.13 <i>Evaluación técnica de los conceptos de solución.</i>	46
Tabla 4.1 <i>Característica de motores.</i>	53
Tabla 4.2 <i>Características del controlador ESCON Module 24/2.</i>	53
Tabla 4.3. <i>Características de la válvula unidireccional.</i>	54
Tabla 4.4 <i>Características de los filtros HMEF comerciales.</i>	54
Tabla 4.5 <i>Característica de las válvulas solenoides comerciales.</i>	58
Tabla 4.6 <i>Características del módulo relé de un canal.</i>	59
Tabla 4.7 <i>Características de los sensores de presión.</i>	61
Tabla 4.8 <i>Características del módulo RS232.</i>	62
Tabla 4.9 <i>Características de los microcontroladores.</i>	64
Tabla 4.10 <i>Comparación de las pantallas LCD.</i>	65
Tabla 4.11 <i>Características del shield ER-AS-RA8875.</i>	66
Tabla 4.13 <i>Características de los reguladores de voltaje.</i>	67
Tabla 4.14 <i>Características de la fuente switching.</i>	68
Tabla 4.15 <i>Análisis energético para la batería.</i>	68
Tabla 4.16 <i>Características de las baterías.</i>	69
Tabla 4.17 <i>Características del diodo Shottky.</i>	70
Tabla 4.18. <i>Valores de los parámetros del motor seleccionado.</i>	74
Tabla 4.19. <i>Valores de los parámetros del impeller.</i>	76
Tabla 5.1 <i>Relación de planos.</i>	83
Tabla 5.2 <i>Costo de componentes eléctricos y electrónicos importados.</i>	89
Tabla 5.3 <i>Costo de componentes eléctricos y electrónicos nacionales.</i>	89
Tabla 5.4 <i>Costo de componentes mecánicos importados.</i>	89
Tabla 5.5 <i>Costo de componentes mecánicos nacionales.</i>	89
Tabla 5.6 <i>Costos de fabricación.</i>	90
Tabla 5.7 <i>Costos de fabricación.</i>	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Daños causados por la EPOC	3
Figura 1.2. Causas principales de defunción en el mundo.....	4
Figura 1.3. Pirámide de edad y distribución de sexo de los pacientes ingresados	5
Figura 1.4. Estancia hospitalaria de las enfermedades específicas de la EPOC	5
Figura 1.5. Cantidad de ventiladores en algunos países de Latinoamérica	7
Figura 1.6. Porcentaje de ascenso y descenso de ventiladores en hospitales de algunos países de Latinoamérica	7
Figura 1.7. Interior y exterior del primer pulmón de acero	11
Figura 1.8. a) Jacket ventilator. (Shneerson,1991). b) Hayek BCV	11
Figura 1.9. Hayek BCV ventilador Hayek RTX.....	12
Figura 1.10. Hayek BCV ventilador Hayek MRTX	12
Figura 1.11. The Vest.....	13
Figura 1.12. Monarch™ Airway Clearance System	14
Figura 2.1. Inspiración y Espiración	17
Figura 2.2. a) Ubicación de las presiones en los pulmones. b) Variaciones de presión durante los ciclos respiratorios	19
Figura 2.3. Volúmenes y capacidades pulmonares	21
Figura 2.4. Representación matemática del aparato respiratorio	21
Figura 2.5. Circuito RC del aparato respiratorio.....	22
Figura 2.6. Simulación del Circuito RC del aparato respiratorio.	23
Figura 2.7. Proceso de diagnóstico de la EPOC	24
Figura 2.8. a) Ventilación mecánica no invasiva positiva . b) Ventilación mecánica no invasiva negativa	25
Figura 3.1. Bloque de usuario.	32
Figura 3.2. Bloque de energía.	32
Figura 3.3. Bloque de sensores.	33
Figura 3.4. Bloque de procesamiento de señales.	33
Figura 3.5. Bloque de control.	34
Figura 3.6. Bloque de interfaz.....	34
Figura 3.7. Bloque de Mecánica.	35
Figura 3.8. Bosquejo del concepto de solución 1.	40
Figura 3.9. Vista superior del concepto de solución 1.	40
Figura 3.10. Bosquejo del concepto de solución 2.	41
Figura 3.11. Vista superior del concepto de solución 2.	42
Figura 3.12. Bosquejo del concepto de solución 3.	43
Figura 3.13. Vista superior del concepto de solución 3.	43
Figura 3.14. Análisis técnico-económico.....	46
Figura 3.15. Bosquejo del concepto de óptimo de solución	47
Figura 3.16. Vista superior del modelado 3D del concepto de óptimo de solución. ..	47
Figura 4.1. Grafica de presión pleural vs Volumen del pulmón.....	49
Figura 4.2. Vista isométrica del impeller.	52
Figura 4.3. Vista isométrica de la caja de la estructura	55
Figura 4.4. Vista isométrica de la tapa de la estructura	56
Figura 4.5. Estructura del ventilador.....	56
Figura 4.6. Ensamblaje del subsistema de potencia/Ensamblaje del subsistema de potencia con carcasa	57
Figura 4.7. Posicionamiento del subsistema de potencia.....	57
Figura 4.8. Diagrama de bloques para válvula solenoide.	59
Figura 4.9. Diagrama esquemático del módulo relé para válvula solenoide	60

Figura 4.10. Diagrama esquemático de la válvula solenoide.....	60
Figura 4.11. Diagrama de bloques para transmisor de presión.....	61
Figura 4.12. Diagrama esquemático del sensor de presión.....	62
Figura 4.13. Diagrama de bloques para el módulo RS232.	63
Figura 4.14. Diagrama esquemático del módulo RS232.	63
Figura 4.15. Diagrama esquemático del microcontrolador.....	65
Figura 4.16. Circuito de conmutación entre fuente switching y baterías.....	69
Figura 4.17. Diagrama esquemático de conmutación	70
Figura 4.18. Relación de presión vs voltaje	72
Figura 4.19: Modelo electromecánico	73
Figura 4.20. Diagrama de bloques del motor.....	75
Figura 4.21. Simulación del motor. Velocidad angular (rad/s) vs tiempo (s).....	75
Figura 4.22. Diagrama de bloques del impeller	77
Figura 4.23. Diagrama de bloques del sistema corrugado-coraza	77
Figura 4.24. Simulación del sistema corrugado-coraza. Presión (cmH ₂ O) vs tiempo.....	78
Figura 4.25. Interfaz de usuario	78
Figura 4.26. Ventana principal.....	79
Figura 4.27. Ventana de configuración de ventilación	79
Figura 4.28. Ventana del modo CNEP.....	80
Figura 4.29. Ventana del modo CM por presión constante	80
Figura 4.30. Ventana del modo TV	81
Figura 4.31. Ventana de configuración de alarmas.....	81
Figura 5.1. a) Ventilador pulmonar sobre el paciente. b) Vista isométrica de los componentes	82
Figura 5.2. Simulación del sistema en lazo cerrado sin controlador. Presión (cmH ₂ O) vs tiempo (s)	83
Figura 5.3. Análisis en frecuencia sin controlador	84
Figura 5.4. Análisis en frecuencia con controlador	85
Figura 5.5. Análisis en el tiempo. Presion (cmH ₂ O) vs tiempo (s).....	85
Figura 5.6. Diagrama de bloques general del sistema.	86
Figura 5.7. Simulación del sistema para una persona normal.....	86
Figura 5.8. Simulación del sistema para una persona con respiración obstructiva.....	87
Figura 5.9. Simulación del sistema para una persona con distensibilidad pulmonar	87
Figura 5.10. Máxima presión brindada. Máxima presión (cmH ₂ O) vs tiempo (s)	88

INTRODUCCION

Según la OMS, la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) es un problema respiratorio causado por la obstrucción de las vías aéreas o los alveolos debido a la acumulación de mucosidad, lo que conlleva un mayor esfuerzo para la respiración. Según el neumólogo Cesar Noriega, aproximadamente el 2% de la población en el Perú presenta esta enfermedad a nivel leve o moderado.

Durante la pandemia de COVID-19, se hizo patente una atención sanitaria deficiente, marcada por la falta de personal y especialistas debidamente capacitados, las condiciones desfavorables en los centros médicos, la insuficiencia de suministros médicos y, en particular, la ausencia de equipos modernos como los ventiladores mecánicos. Asimismo, se destacó la escasez y costos exorbitantes de los medicamentos para el tratamiento de enfermedades respiratorias.

Por ello, el presente proyecto tiene como objetivo diseñar un sistema de ventilación a presión negativa moderno y asequible para la población que tenga la funcionalidad de brindar soporte ventilatorio en el tratamiento de las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas. Se estableció los requerimientos de diseño para el desarrollo de los sistemas que conforman el proyecto. A través de la metodología alemana VDI 2206, se establecerá la propuesta de diseño conceptual. El diseño del sistema de potencia, enfocado en el diseño del *impeller* que estará accionado por un motor, los cuales generan la fuerza de succión en la coraza. De la misma manera, se diseñará el sistema de instrumentación y control, orientado a la selección de componentes y así lograr obtener sus modelamientos matemáticos. Asimismo, se propondrá un diseño de interfaz del menú principal y de los diferentes modos ventilatorios. Luego de desarrollar estos sistemas, se validará la selección de los componentes a través de la simulación mediante software. Finalmente, se presenta la solución diseñada mediante software de 3D, se elaboran los planos de ensamble y despiece, y se estiman los costos de diseño y fabricación

CAPÍTULO 1: IDENTIFICACION DE LA PROBLEMÁTICA Y DESCRIPCION DE LA TAREA

En este capítulo, se aborda la problemática de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) respaldada por datos estadísticos. Se justifica el desarrollo del diseño a partir de esta problemática y se detallan los objetivos generales y específicos para definir el alcance del sistema. También se explica la metodología a utilizar en el diseño y se proporciona una visión general de la evolución de las tecnologías comerciales y en desarrollo.

1.1 Contexto de la enfermedad pulmonar obstructiva crónica en el Perú y el mundo

En esta sección, en primer lugar, se define la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) junto a sus principales síntomas. En segundo lugar, se muestran datos epidemiológicos de la EPOC a nivel mundial y en el Perú. En tercer lugar, se explica los altos costos del tratamiento y, finalmente, se detalla la escasez de equipos médicos modernos en el Perú.

1.1.1 Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)

Las personas que padecen la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) sufren de afecciones como bronquitis crónica y enfisema pulmonar, lo que resulta en una significativa dificultad para respirar. Esto provoca un esfuerzo adicional al realizar el ciclo respiratorio, lo que se traduce en fatiga. Según la OMS, es una enfermedad crónica e incurable, relativamente poco reconocida pero que puede ser mortal, cobrando la vida de una persona cada 10 segundos. (OMS, 2017). Sin embargo, existen diversos tratamientos que pueden aliviar los síntomas, mejorar la calidad de vida tanto física como emocional, permitiendo a los pacientes realizar actividades básicas, como comer y caminar, y reduciendo el riesgo de mortalidad. Los síntomas más comunes suelen manifestarse entre los 35 y 50 años, con un alto potencial de daño pulmonar. Estos son (OMS, 2017):

- Disnea, dificultad para respirar
- Tos crónica

- Expectoración con mucosidad

En la Figura 1.1, se muestra como la bronquitis crónica inflama y llena de secreciones mucosas las vías respiratorias. Por otro lado, tenemos el enfisema pulmonar que daña directamente a los alveolos, reduciendo la capacidad del paciente para aprovechar el oxígeno. Estas afecciones pulmonares generan dificultad para respirar en el paciente, lo cual es altamente peligroso ya que, si la persona no respira, esta muere.

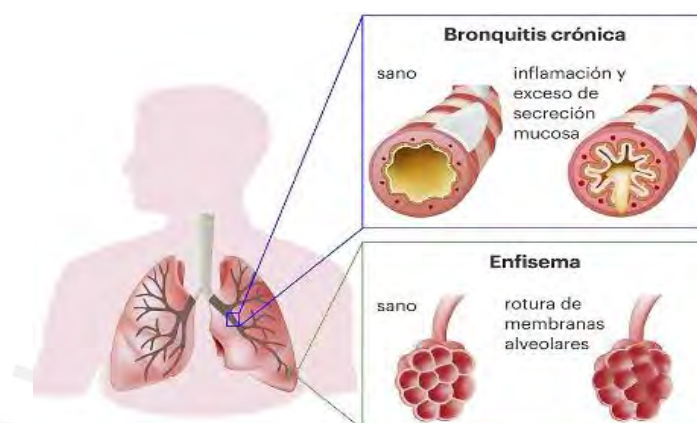


Figura 1.1. Daños causados por la EPOC (Avances en respiratorio ,2018)

1.1.2 Datos epidemiológicos de la EPOC en el Perú y el mundo

Cada año, los casos de EPOC aumentan, siendo las principales causas el incremento del tabaquismo en países de ingresos altos y bajos, junto con la alta contaminación ambiental causada por combustibles usados en la cocina, fábricas y vehículos. A continuación, se presentan datos estadísticos de la EPOC proporcionados por la OMS en 2017.

- De acuerdo con el Estudio de la Carga Mundial de Morbilidad, la prevalencia de la EPOC en 2016 fue de 251 millones de casos.
- Se estima que en 2015 murieron por esta causa cerca de 3,17 millones de personas en todo el mundo, lo cual representa un 5% de todas las muertes registradas este año.
- Más del 90% de las muertes por EPOC se producen en países de bajos y medianos ingresos.
- Se estima que cada año mueren más de 3 millones de personas, lo que convierte a la EPOC en una de las causas más comunes de muerte en el mundo.

En 2017, la OMS proyectó que para 2030 la enfermedad pulmonar obstructiva crónica sería la cuarta causa principal de muerte a nivel mundial. Sin embargo, según la Figura 1.2, que muestra la evolución de las principales causas de defunción en el mundo del año 2000 al 2019, esta enfermedad se sitúa en el tercer lugar. Aunque la variación es mínima, sigue siendo una amenaza significativa para la sociedad.

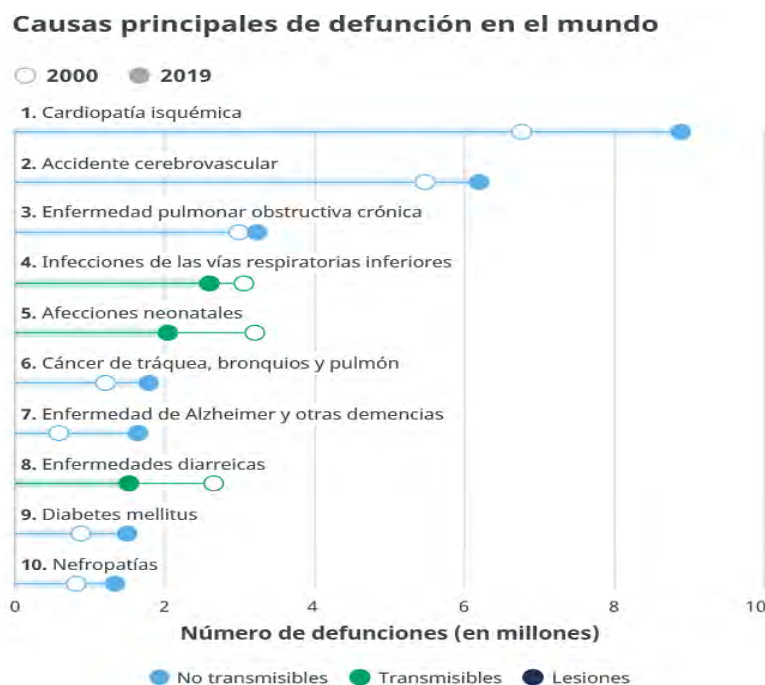


Figura 1.2. Causas principales de defunción en el mundo (OMS,2020)

Perú no es ajeno a esta enfermedad. En ciudades como Lima, Puno y Tumbes, se ha registrado que el 6% de la población padece EPOC, y aproximadamente el 90% de estos casos son de gravedad leve a moderada (César Noriega, 2021). En nuestro país, según la OMS, el tabaquismo tiene una prevalencia baja en comparación con otros países de Sudamérica y es una causa menor de esta enfermedad. Sin embargo, la principal causa de EPOC en Perú está relacionada con el uso de combustibles de biomasa para cocinar. Según la Encuesta Nacional de Programas Estratégicos (ENAPRES) de 2011, aproximadamente el 35% de la población rural peruana utilizaba este tipo de combustibles, lo que aumentaba la probabilidad de desarrollar EPOC en 2.44 veces en comparación con quienes no estaban expuestos a estos combustibles (Sociedad Peruana de Neumología, 2015).

Un estudio realizado en el hospital militar en Perú acerca de la EPOC presenta datos epidemiológicos sobre las hospitalizaciones por esta enfermedad. Según la Figura 1.3, la EPOC afecta predominantemente a personas de ambos sexos mayores de 49 años, siendo los hombres de 85 a 89 años los más afectados.

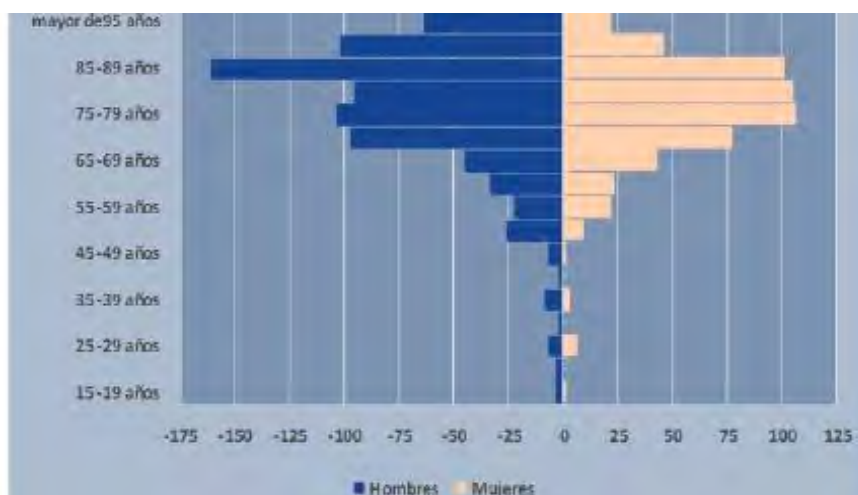


Figura 1.3. Pirámide de edad y distribución de sexo de los pacientes ingresados (Prudencio,2014)

La Figura 1.4 muestra la duración de la estancia hospitalaria en días según enfermedades específicas de la EPOC, con una variación de 8 a 12 días. El enfisema pulmonar es el que requiere una estancia más larga. Esto sugiere que es una forma de EPOC con mayores complicaciones y costos, ya que implica un mayor uso de medicamentos y equipos médicos en comparación con otras enfermedades.

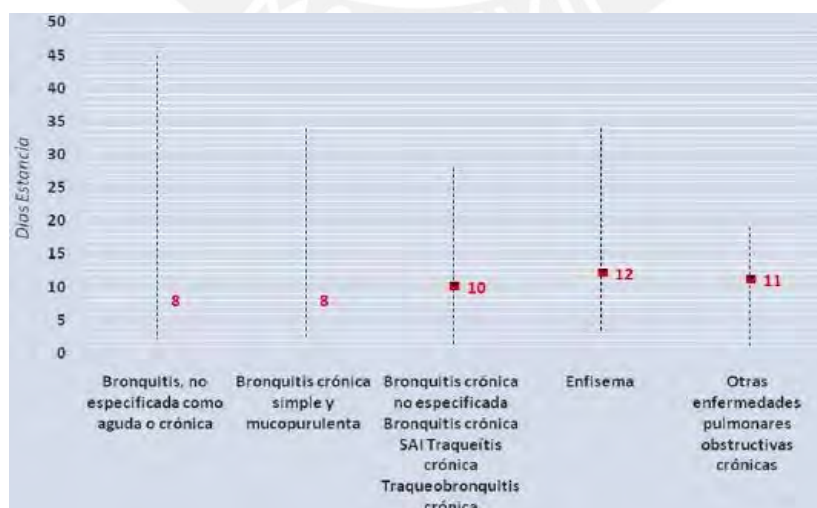


Figura 1.4. Estancia hospitalaria de las enfermedades específicas de la EPOC (Prudencio,2014)

1.1.3 Alto costo de tratamientos para EPOC

La EPOC es una enfermedad incurable con diferentes opciones de tratamiento. Los tratamientos farmacológicos requieren medicamentos como antibióticos, corticoides o broncodilatadores. A medida que la enfermedad progresa, se necesitan cantidades crecientes de medicamentos, lo que resulta en costos elevados para las familias de los pacientes. Un estudio de Molimard, especialista en neumología, demostró que un uso incorrecto de dispositivos de inhalación, como broncodilatadores, puede llevar a exacerbaciones más graves y empeorar la calidad de vida del paciente, lo que a su vez requiere hospitalizaciones prolongadas (Diario Médicos, 2017).

Por otro lado, existen tratamientos no farmacológicos, como la ventilación no invasiva, que, aunque inicialmente pueden tener un costo más alto en comparación con los tratamientos farmacológicos, tienden a igualar los costos a largo plazo y, en ocasiones, a ser más económicos. Estos tratamientos son altamente efectivos y mejoran significativamente la calidad de vida de los pacientes, permitiéndoles mantener su independencia en actividades básicas, como comer y caminar.

1.1.4 Falta de modernización y escasez de equipos médicos en el Perú

En Perú, la mayoría de los establecimientos de salud de nivel I, II y III han sido catalogados como establecimientos con capacidad instalada inadecuada, ya que no se ha tenido ninguna intervención infraestructural y de equipamiento médico en los últimos 5 años. Esto se ve reflejado en la precariedad de la infraestructura, en los equipos médicos obsoletos o inoperativos y falta de complementos médicos para uso de estos equipos (MINSA, 2021).

Según Omar Pereyra, presidente del Gremio de Salud (Comsalud) de la Cámara de Comercio de Lima (CCL), la modernización de equipos médicos en el Perú tiene un retraso de 10 años por debajo de otros países sudamericanos, cerca del 60% de estos están obsoletos. Además, la mayoría de estos equipos no poseen una alarma de prioridad I; es decir, alarma para

riesgo de muerte inminente (Gestión,2019). En la Figura 1.5, se puede observar que el Perú cuenta con 1648 ventiladores entre invasivos y no invasivos, siendo una cifra muy baja comparada con otros países latinoamericanos como Brasil y México.



Figura 1.5. Cantidad de ventiladores en algunos países de Latinoamérica (Global Health Intelligence,2020)

Además, en la Figura 1.6, se puede apreciar que durante los años 2017-2019 se observó que Perú tuvo un descenso del 7% de la cantidad de ventiladores en los hospitales. Estos datos muestran que los pacientes que sufren enfermedades pulmonares crónicas no son tratados adecuadamente, poniendo en riesgo la vida del paciente e incluso, si la enfermedad es muy avanzada, podría causar la muerte.

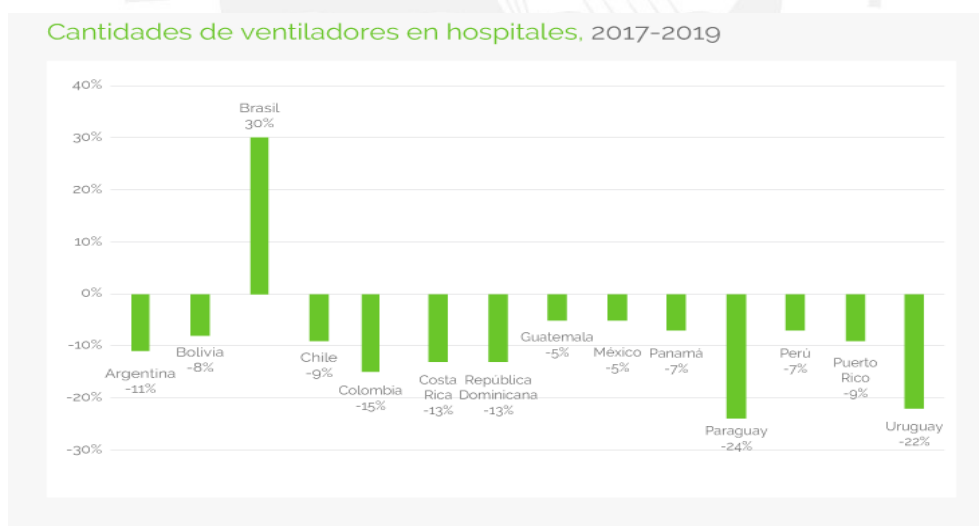


Figura 1.6. Porcentaje de ascenso y descenso de ventiladores en hospitales de algunos países de Latinoamérica (Global Health Intelligence,2020)

El uso de la ventilación de tipo coraza es un dispositivo no invasivo no muy conocido en el Perú debido a que se usan otros dispositivos como BiPAP y CPAP que ayudan al tratamiento de enfermedades respiratorias. Sin embargo, ambos requieren de un sistema de humidificación

conectado al ventilador, ya que el flujo de aire que se ingresa al paciente a través de una máscara o *snorkel*, tiene contacto directo con las vías respiratorias. En cambio, los ventiladores a presión negativa de tipo coraza que cumplen el mismo objetivo, no requieren de un sistema de humidificación ya que el aire que ingresa interactúa directamente con el tórax del paciente, lo cual lo hace menos costoso y riesgoso.

1.2. Justificación del diseño

La enfermedad pulmonar crónica obstructiva (EPOC) es incurable y causa numerosas muertes en Perú y en todo el mundo. Un tratamiento médico no farmacológico crucial es el uso de ventiladores para mejorar la calidad de vida de los pacientes afectados. Es esencial desarrollar un ventilador altamente eficiente que garantice la calidad de vida y el tratamiento de los pacientes con EPOC. La obsolescencia de ventiladores y la escasez sus complementos en Perú afectan negativamente el tratamiento de pacientes con enfermedades respiratorias avanzadas y aumenta el riesgo de muerte por lo que el sistema debe ser moderno, fácil de implementar y de fabricación sencilla. La asequibilidad del ventilador es fundamental, ya que puede reducir los costos de medicamentos y hospitalización a medida que la enfermedad progresa, enfocándose en el uso adecuado del ventilador para evitar complicaciones futuras.

1.3. Objetivos

En esta sección se especifica el objetivo general de la investigación, así como los objetivos específicos que se abordarán a lo largo de este documento.

1.3.1. Objetivo General

El objetivo es diseñar un ventilador de presión negativa tipo coraza asequible y novedoso para mejorar el tratamiento de pacientes adultos con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC). El ventilador debe tener una frecuencia respiratoria de 25-35 rpm, tiempos inspiratorios y espiratorios de 2-6 segundos con una ratio de 1:6 a 6:1, y ser capaz de

proporcionar presiones entre -20 y 20 cmH₂O, que son parámetros comunes en ventiladores de presión negativa utilizados en la actualidad. Esto asegurará la eficiencia del sistema y una asistencia adecuada para los pacientes con EPOC.

1.3.2. Objetivos específicos

- Analizar y comprender el funcionamiento de un ventilador a presión negativa mediante modelamiento y simulación en computadora.
- Definir los requisitos de diseño del ventilador a presión negativa y proponer el diseño conceptual.
- Diseñar el componente de potencia para generar la presión negativa del ventilador
- Diseñar el sistema de instrumentación y control del ventilador a presión negativa
- Diseñar la interfaz de control que permita manejar los modos ventilatorios.
- Validar funcionalmente el ventilador a presión negativa mediante software teniendo en cuenta las normas y regulaciones vigentes
- Estimar los costos de los sistemas que componen el ventilador a presión negativa

1.4. Alcance

Esta investigación tiene como objetivo diseñar un ventilador de presión negativa asequible y moderno para tratar la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, con el propósito de mejorar la calidad de vida de los pacientes adultos en términos físicos y emocionales. El proyecto incluye el diseño en software 3D del sistema mecatrónico y su validación a través de la simulación de componentes seleccionados mediante modelamiento matemático, lo que permite visualizar las gráficas de presión, volumen y flujo. Se considera una coraza rígida y no se aborda su diseño. Dado que el dispositivo es un equipo médico sujeto a regulaciones nacionales, se busca una solución única, sin considerar cambios posteriores durante las pruebas de funcionamiento, que no son el objetivo de esta investigación.

1.5. Metodología

El desarrollo del diseño del ventilador mecánico de presión negativa se basa en la metodología VDI2206 de la Asociación de Ingenieros Alemanes (VDI), que guía el diseño de sistemas mecatrónicos. En primer lugar, se abordará la problemática, incluyendo estadísticas sobre la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, la escasez de ventiladores mecánicos y los costosos tratamientos. Se justificará la propuesta, para delimitar el alcance y establecer los objetivos generales y específicos, luego se compararán tecnologías existentes. En segundo lugar, se explicarán los conceptos y tratamientos relacionados con la EPOC, utilizando un método de diseño basado en la integración de sistemas para aprovechar componentes existentes. En tercer lugar, se definirán los requerimientos y se analizarán las soluciones posibles mediante una matriz morfológica. Se llegará a un diseño conceptual óptimo a través de evaluaciones técnicas y económicas. En cuarto lugar, se seleccionarán y justificarán los componentes para los subsistemas mecánico, electrónico y de control. Se elaborarán planos (mecánicos y electrónicos) y algoritmos de control, y se realizarán simulaciones para validar los componentes y estimar los costos. Finalmente, se presentarán conclusiones y recomendaciones para futuras mejoras.

1.6 Estado del arte

Los primeros ventiladores de presión negativa, que surgieron en el siglo XIX, se emplearon principalmente para tratar la polio. El primer ventilador validado clínicamente fue el pulmón de acero (ver Figura 1.7), creado por el ingeniero Drinker de la Escuela Médica de Harvard. Este sistema cubría al paciente desde los pies hasta el cuello y generaba presión negativa mediante una bomba. Con el tiempo, autores como Jack Haven Emerson realizaron mejoras en el diseño original. En la década de 1950, se desarrolló el *jacket ventilator* (ver Figura 1.8 a)), que funcionaba de manera similar al pulmón de acero, pero utilizaba una chaqueta impermeable con un marco de metal en su interior y generaba presión negativa en el

pecho a través de una bomba. Posteriormente, se crearon ventiladores que incorporaban una coraza, similares a los *jacket ventilator*, pero colocando la coraza en el tórax del paciente (ver Figura 1.8 b)) y generando presión negativa con una bomba. Este último modelo reemplazó a los anteriores y es el más común en la actualidad.

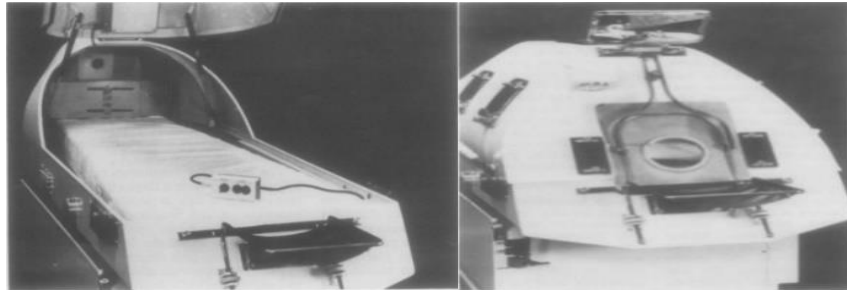


Figura 1.7. Interior y exterior del primer pulmón de acero (Shneerson,1991)

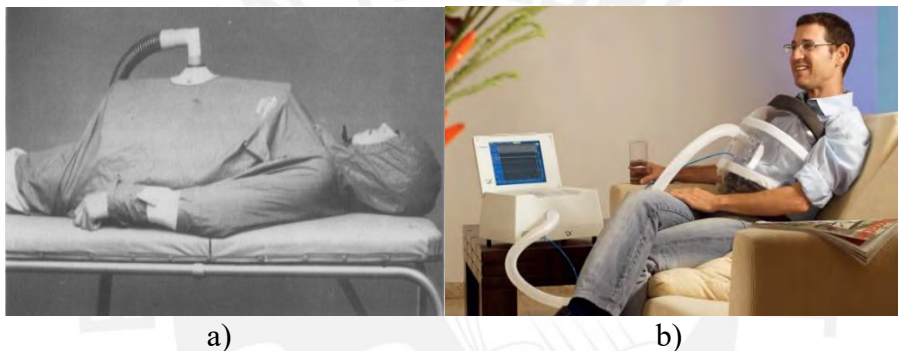


Figura 1.8. a) *Jacket ventilator*. (Shneerson,1991). b) Hayek BCV (Hayek Medical, s.f.)

Con el objetivo de comprender mejor el ventilador mecánico de presión negativa tipo coraza, se analizaron avances tecnológicos actuales en el tratamiento de enfermedades respiratorias.

Biphasic Cuirass Ventilation o Hayek BCV

Hayek BCV es un sistema de ventilación a presión negativa de la empresa Hayek Medical, líder en el campo de la ventilación a presión negativa. El sistema está compuesto por un ventilador, una coraza de plástico con sello hermético y un tubo que permite la conexión entre la coraza y el ventilador. Las características y los modos de funcionamiento dependen del ventilador que se esté utilizando (Hayek Medical, s.f.).

- Hayek BCV usando el ventilador Hayek RTX

El respirador Hayek RTX es un dispositivo moderno y ligero que proporciona ventilación no invasiva para pacientes con enfermedades respiratorias. Es versátil, apto para hospitales y hogares, con 11 tamaños de coraza para tratar a adultos y niños. Ofrece un control eficaz de las fases respiratorias, innovando respecto a las modalidades tradicionales de ventilación (Hayek Medical, s.f.). La Figura 1.9 muestra una imagen del Hayek BCV con el ventilador Hayek RTX.



Figura 1.9. Hayek BCV ventilador Hayek RTX (Hayek Medical, s.f.)

- Hayek BCV usando el ventilador Hayek MRTX

El respirador Hayek MRTX es un dispositivo moderno diseñado para ofrecer ventilación no invasiva en situaciones de emergencia en lugares públicos, como accidentes de tráfico o rescates de policías y bomberos. Es portátil y proporciona tratamiento rápido fuera de los entornos médicos, permitiendo el control de las fases respiratorias. No requiere de un especialista médico, lo que lo hace adecuado tanto para hospitales como para uso doméstico (Hayek Medical). La Figura 1.10 muestra una imagen del Hayek BCV con el ventilador Hayek MRTX.



Figura 1.10. Hayek BCV ventilador Hayek MRTX (Hayek Medical, s.f.)

1.6.2 The Vest

The Vest de Hill-Rom es un dispositivo médico que consiste en un chaleco hermético conectado a un generador de pulsos de aire mediante tubos. Puede ser utilizado tanto en entornos hospitalarios como en el hogar, para tratar a pacientes de todas las edades con dificultades para eliminar secreciones mucosas en las vías respiratorias. Este sistema utiliza la tecnología de alta frecuencia de oscilación de la pared torácica (HFCWO) para desalojar la mucosidad adherida a las paredes bronquiales. Moviliza las secreciones desde las vías respiratorias más pequeñas hacia las más grandes, donde se eliminan mediante la tos. Es fácil de usar y no requiere de una supervisión médica, lo que permite a los pacientes llevar a cabo actividades cotidianas como comer y caminar. La Figura 1.11 muestra este dispositivo médico.



Figura 1.11. The Vest (Hill-Rom, s.f.)

1.6.3 Monarch™ Airway Clearance System

El *Monarch Airway Clearance System* de Hill-Rom es un dispositivo médico dirigido a personas mayores de 15 años. Este sistema consta de un chaleco hermético móvil que emplea la tecnología HFCWO. En lugar de utilizar un generador de pulsos de aire, integra 8 discos oscilantes pulmonares (PODs) situados en los lóbulos superiores e inferiores del pulmón. Estos discos oscilan, suministrando energía cinética a los pulmones, lo que ayuda a aflojar y movilizar la mucosidad que se adhiere a las paredes bronquiales. Con este proceso, las secreciones pueden ser desplazadas desde las vías respiratorias más pequeñas hacia las más grandes, donde se eliminan mediante la tos. Es fácil de utilizar y no requiere de supervisión de

un médico. Se complementa con una aplicación llamada *Hillrom™ Connex App*, que proporciona información detallada sobre las terapias diarias del paciente y permite compartirla con el médico para mantenerlo informado. Para obtener una referencia visual, consulta la Figura 1.12, que muestra una imagen del dispositivo médico *Monarch™ Airway Clearance System*.



Figura 1.12. *Monarch™ Airway Clearance System* (Hill-Rom, s.f.)

La Tabla 1.1 compara las especificaciones técnicas de ventiladores tipo coraza, incluyendo frecuencias de trabajo, ratios respiratorias, rango de presiones, modos ventilatorios y dimensiones de cada sistema.

Tabla 1.1 *Comparativa de las especificaciones técnicas de los ventiladores a presión negativa.*

	Hayek BCV usando el ventilador Hayek RTX	Hayek BCV usando el ventilador Hayek MRTX	<i>The Vest</i>	<i>Monarch™ Airway Clearance System</i>
Frecuencia	6-1200 Hz	6-1200 Hz	2-25 Hz	5-20 Hz
Ratio I/E	1:6– 6:1	1:6– 6:1	No especifica	No especifica
Presión	Pmin: -50cmH ₂ O Pmax:50cmH ₂ O	Pmin: -50cmH ₂ O Pmax:50cmH ₂ O	Pmin:5cmH ₂ O Pmax:20cmH ₂ O	No especifica
Modos ventilatorios	-Negativo Continuo -Controlada mandatoria -Ventilación sincronizada -Limpieza de Secreciones.	-Controlada mandatoria -Negativo Continuo -Triggered -Limpieza de Secreciones	-Manual -Programable -Pausa para tos	-Manual -Programable -Pausa para tos
Dimensiones	Ventilador: 37cm x 26cm x 18 cm Coraza: Depende del paciente	Ventilador: 14 cm x 14 cm x 18 cm Coraza: Depende del paciente	Ventilador: 33cm x 24.1cm x 24.1 cm Chaleco: Depende del paciente	Chaleco: 33 cm x 24.1cm x 24.1cm Circunferencia del torso:56-197 cm

Nota. Elaboración en base en los catálogos de Hayek Medical y Hill-Rom

La Tabla 1.2 compara las características de los ventiladores tipo coraza, incluyendo su sistema mecánico, interfaz de control y datos, pantalla de visualización, tecnología de generación de flujo de aire, control de fases respiratorias, movilidad para realizar pequeñas actividades y lugares de uso (centros médicos y hogares).

Tabla 1.2 *Comparativa de las características de los ventiladores a presión negativa.*

	Hayek BCV usando el ventilador Hayek RTX	Hayek BCV usando el ventilador Hayek MRTX	<i>The Vest</i>	<i>Monarch™ Airway Clearance System</i>
Sistema Mecánico	Bomba diafragmática	Turbina con 2 válvulas de disco	Bomba Mecánica	8 discos oscilantes
Interfaz de control	Uso de botones para ingreso de datos y control del ventilador	Uso de botones para ingreso de datos y control del ventilador	Uso de botones solo para modos ventilatorios, encendido y apagado	Uso de botones solo para modos ventilatorios, encendido y apagado
Pantalla de visualización	Si	No	Si	No
Tecnología de funcionamiento	Oscilaciones	Oscilaciones	HFCWO	HFCWO
Control de fases	Si	Si	No precisa	No precisa
Portátil	Pequeños tramos	Pequeños tramos	Pequeños tramos	Si
Lugares de uso	Centros médicos/hogares	Centros médicos/hogares/espacios públicos	Centros médicos/hogares	Hogares

Nota. Elaboración en base en los catálogos de Hayek Medical y Hill-Rom

Se concluye que los sistemas comerciales son altamente personalizables con la tendencia de combatir enfermedades de respiratorias, desde leves hasta crónicas. Los primeros productos de la marca Hayek Medical se encuentran mayormente especializados para enfermedades respiratorias más avanzadas, puesto que, al lograr poseer un control total de este a través de los botones, se podría configurar los diversos modos ventilatorios existentes según las necesidades del paciente. Por otro lado, los productos de la marca Hill-Rom se encuentran mayormente especializados en enfermedades respiratorias leves debido a no se posee un control total del ventilador ya que solo posee botones para encendido, apagado y cambio de modo, además los modos ventilatorios ya se encuentran totalmente preestablecido.

CAPÍTULO 2: FUNDAMENTOS TEORICOS, MODELAMIENTO DE LA MECANICA RESPIRATORIA Y TECNOLOGIA DEL VENTILADOR

En esta sección se aborda la definición de la mecánica respiratoria para contextualizar el funcionamiento de los órganos y características en cada fase del ciclo respiratorio. De la misma manera, se simula el modelamiento matemático del sistema respiratorio. Finalmente, se dan a conocer los tratamientos y terapias de la EPOC. Otras definiciones y tecnología del ventilador se encuentran en el Anexo A.

2.1. Fundamentos de mecánica respiratoria

Mecánica respiratoria

La mecánica respiratoria se ocupa de analizar las fuerzas ejercidas en los pulmones por los músculos respiratorios y la estructura de la caja torácica. Los pulmones están alojados dentro de la cavidad torácica, que se forma mediante las costillas. En la parte superior, están resguardados por tejidos y músculos, y en la parte inferior, por el diafragma (Universidad de Cantabria, 2011). En condiciones normales, las personas adultas respiran entre 12 a 15 veces por minuto, generando un volumen de 6 a 7.5 litros por minuto; no obstante, estos valores son aproximados y se pueden modificar según las situaciones de enfermedad o estrés en la que se encuentre el paciente (BioLaster, 2007).

Ciclo respiratorio

La respiración es un proceso cíclico que implica el intercambio de gases. Se divide en dos fases distintas debido a los cambios en el tamaño de la caja torácica, los cuales a su vez generan cambios en la presión para facilitar la respiración. En la inspiración, la caja torácica se expande, lo que crea una presión negativa que permite que el aire fluya hacia los pulmones. En la espiración, la caja torácica se contrae, generando una presión positiva que expulsa el aire de los pulmones (BioLaster, 2007).

- Inspiración:

La inspiración se realiza de manera activa y se da por la contracción del músculo inspiratorio más importante, el diafragma, esto genera que el contenido abdominal se desplace hacia abajo y hacia adelante, permitiendo que el radio vertical y el radio transversal de la caja torácica aumenten. En una ventilación normal el diafragma se logra desplazar 1 cm; sin embargo; si la inspiración y la espiración son forzadas este desplazamiento podría llegar a ser de 10 cm (West,2009).

- Espiración:

La espiración se realiza, comúnmente, de manera pasiva, y se da por la recuperación de la posición de equilibrio de los pulmones y la pared torácica después de completada la inspiración ya que, al ser los pulmones y la pared torácica elásticos, tienden a volver a su posición inicial. Casos como la hiperventilación voluntaria o el hacer ejercicios generan que la espiración sea activa (West,2009). La Figura 2.1 muestra como varían la caja torácica, el diafragma y los pulmones en las fases del ciclo respiratorio

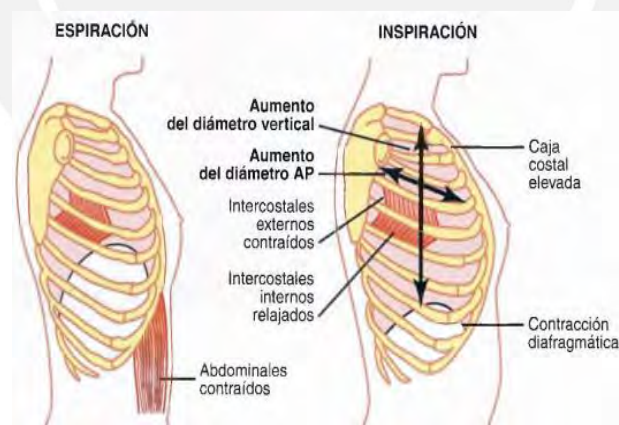


Figura 2.1. Inspiración y Espiración (“Tratado de fisiología médica” por Guyton y Hall,2011)

La duración de los ciclos respiratorios en una persona adulta en condiciones normales es de aproximadamente 4 segundos. Sin embargo, este tiempo no se distribuye de manera equitativa entre las dos fases. La fase de inspiración, que es un proceso activo, tiene una duración promedio de alrededor de 1.5 segundos, mientras que la fase de espiración, un proceso pasivo, ocupa aproximadamente 2.5 segundos (Universidad de Cantabria, 2011).

Propiedades elásticas del pulmón

- Distensibilidad (*Compliance*)

Es la capacidad que tienen los pulmones para distenderse durante la inspiración mide como el cambio de volumen por unidad de cambio de presión. A presiones de expansión entre -5 a -10 cmH₂O, el pulmón posee una distensibilidad de 200 ml/ cmH₂O; sin embargo, este valor puede aumentar con la edad o por el enfisema pulmonar (EPOC), así como disminuir por la fibrosis pulmonar u otros tejidos que impiden el ingreso de aire (West,2009).

- Elastancia

Es la capacidad que tienen los pulmones para recuperar el volumen de reposo después de la distensión. Se da por los tejidos elásticos del pulmón que poseen fibras de elastina y colágeno que se encuentran distribuidas en las paredes alveolares (West,2009). La elastancia se considera como la inversa de la distensibilidad y se mide como el cambio de presión por unidad de cambio de volumen (Blasco, Ortega y Lucena, 2017).

Presiones durante el ciclo respiratorio

- Presión Alveolar

Es la presión que hay dentro de los alvéolos pulmonares. Cuando no hay flujo de aire hacia el interior ni el exterior de los pulmones, la presión alveolar es la presión atmosférica, que se considera 0 cmH₂O. Para que haya flujo de aire inspiratorio, la presión alveolar disminuye normalmente hasta -1cmH₂O; sin embargo, en personas con enfermedades respiratorias estas pueden ser mayores. Durante la espiración, estas presiones cambian y la presión aumenta hasta 1 cmH₂O. (Guyton,2011)

- Presión Transpulmonar

Es la diferencia de presiones entre la alveolar y la pleural. Es una medida de las fuerzas elásticas de los pulmones durante los ciclos respiratorios. (Guyton,2011)

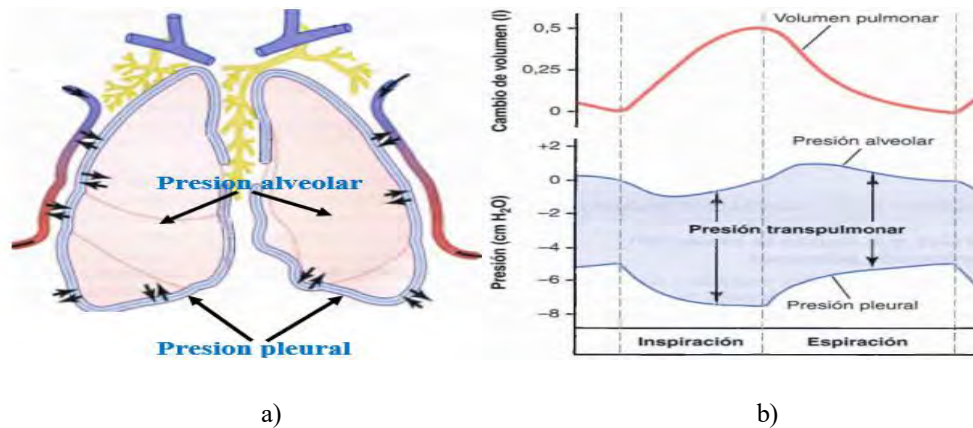


Figura 2.2. a) Ubicación de las presiones en los pulmones. b) Variaciones de presión durante los ciclos respiratorios (Tomado de "Tratado de fisiología médica" por Guyton y Hall, 2011)

En la Figura 2.2, se muestran la ubicación y como varían las presiones según la fase del ciclo respiratorio, para un cambio de volumen pulmonar normal.

Volúmenes y capacidades pulmonares

En cada ciclo respiratorio, se generan volúmenes que varían según la fase y las características de este. A través de la espirometría, se puede medir la cantidad de aire que pueden retener nuestros pulmones por cada ciclo respiratorio. Estos volúmenes respiratorios determinan las capacidades básicas pulmonares (Guyton, 2011).

Volúmenes Pulmonares

- Volumen corriente

Es la capacidad de aire que fluye en cada ciclo respiratorio normal, el valor nominal para un adulto a condiciones normales es de 500 ml (Guyton, 2011).

- Volumen de reserva inspiratoria

Es la capacidad de aire que puede ser inspirada mediante una inspiración forzada, el valor nominal para un adulto a condiciones normales es de 3000 ml (Guyton, 2011).

- Volumen de reserva espiratoria

Es la capacidad de aire que puede ser espirada mediante una espiración forzada, el valor nominal para un adulto a condiciones normales es de 1100 ml (Guyton, 2011)

- Volumen residual

Es la capacidad de aire que queda en el pulmón después de la espiración forzada, el valor nominal para un adulto a condiciones normales es de 1200 ml (Guyton,2011).

Capacidades Pulmonares

Es la combinación de dos o más ciclos volúmenes pulmonares

- Capacidad inspiratoria

Es la capacidad de aire que una persona puede inhalar tras una inspiración normal. Es la suma de los volúmenes corriente y de reserva inspiratorio, el valor normal para un adulto en condiciones normales es de 3500 ml (Guyton,2011).

- Capacidad residual funcional

Es la capacidad de aire que queda en una inspiración normal. Es la suma del volumen residual y el volumen de reserva espiratoria, el valor normal para un adulto en condiciones normales es de 2300 ml (Guyton,2011).

- Capacidad vital

Es la capacidad de aire máxima que una persona puede expulsar tras una inspiración máxima. Es la suma del volumen de reserva inspiratoria, del volumen corriente y del volumen de reserva espiratoria, el valor normal para un adulto en condiciones normales es de 4600 ml (Guyton,2011).

- Capacidad pulmonar total

Es la capacidad máxima que pueden expandir los pulmones tras una espiración forzada. Es la suma de todos los volúmenes pulmonares, el valor normal para un adulto en condiciones normales es de 5800 ml (Guyton,2011).

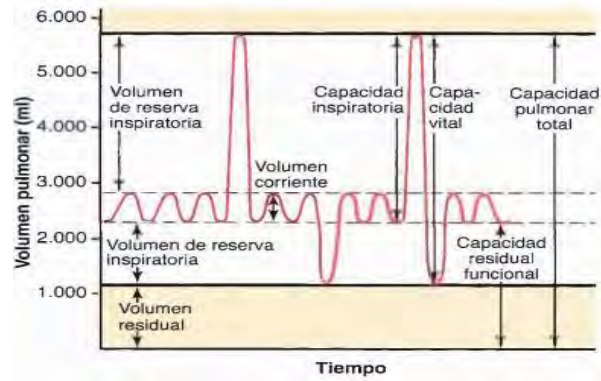


Figura 2.3. Volúmenes y capacidades pulmonares (Tomado de "Tratado de fisiología médica" por Guyton y Hall,2011).

La Figura 2.3 representa los volúmenes y capacidades pulmonares en ciclos respiratorios normales, así como en la inspiración y espiración máxima. Estos valores pueden variar debido al sexo, condiciones físicas o enfermedades respiratorias. Se miden con un espirómetro, útil para detectar afecciones como asma o EPOC.

2.2 Modelamiento matemático del aparato respiratorio

El modelamiento matemático del aparato respiratorio, se considera un esquema que reduce las ramificaciones respiratorias a un solo alveolo y en una sola vía aérea (Sánchez, Luengas,2011).

En la Figura 2.4 se muestra una representación del modelo matemático, la vía aérea viene representada por un tubo que conduce el flujo de aire a un comportamiento elástico que viene a representar el alveolo.

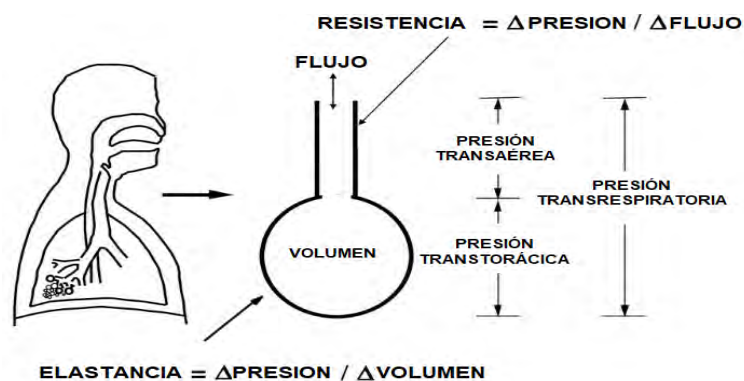


Figura 2.4. Representación matemática del aparato respiratorio (Sánchez, Luengas,2011)

Este modelo es análogo a un circuito eléctrico RC (Ver Figura 2.5), que consiste en una resistencia, que representa la oposición del flujo de aire en las vías aéreas hasta llegar a los alveolos, un condensador, que representa la propiedad de alargamiento del pulmón, también llamado *compliance*, una fuente de voltaje que representa la presión de aire que ingresa a los pulmones y una corriente que representa el flujo de aire (Sánchez, Luengas,2011).

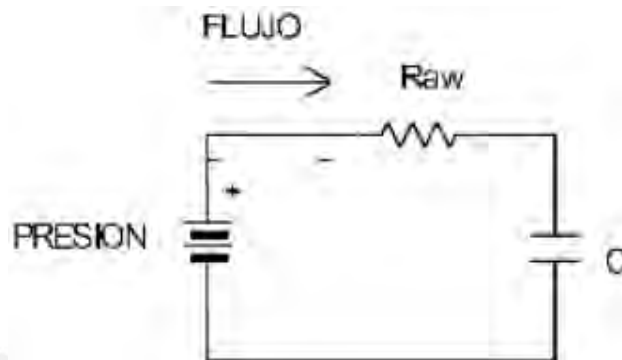


Figura 2.5. Circuito RC del aparato respiratorio (Sánchez, Luengas,2011)

A partir de este modelo RC se pueden deducir las Ecuaciones 3.1,3.2 y 3.3.

$$R_{aw} = \text{Presión}(t) / \text{flujo}(t), \quad (3.1)$$

$$\text{Compliance} = \text{Volumen}(t) / \text{Presión}(t), \quad (3.2)$$

$$\text{Volumen}(t) = \int \text{Flujo}(t). \quad (3.3)$$

En la simulación, utilizamos los valores recomendados por los autores para los parámetros R (5 cmH₂O/L/s) y C (0.02 L/cmH₂O). La Figura 2.6 muestra la simulación con el modelo matemático RC realizada en *Simulink*, generando curvas que representan presión, volumen y flujo. Estas simulaciones se asemejan a los gráficos del funcionamiento del sistema respiratorio, lo que mejora nuestra comprensión del proceso.

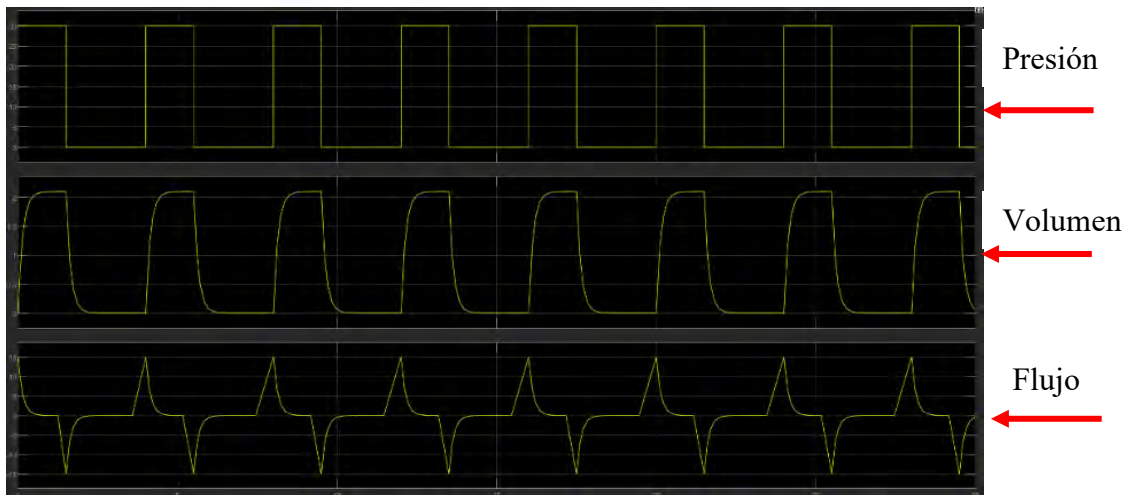


Figura 2.6. Simulación del Circuito RC del aparato respiratorio.

En conclusión, los modelos matemáticos nos ayudan a entender el comportamiento de diferentes sistemas como los biológicos. Este modelo RC provee una estimación de la mecánica ventilatoria, lo cual hace más sencillo entender el comportamiento del sistema respiratorio frente a un ventilador. Además, nos permite analizar las diferentes patologías que se podían presentar en nuestro organismo y cómo afectan a nuestros órganos respiratorios para tomar decisiones correctivas en los pacientes.

2.3 Diagnóstico y Tratamientos

La sospecha de la EPOC se da con los síntomas mencionados anteriormente y para la confirmación se hace una prueba de espirometría, en el cual se mide la cantidad de aire que pueden exhalar nuestros pulmones de manera forzada (Capacidad vital forzada) y la rapidez de inhalar y exhalar el aire. La espirometría más común utilizada para la detección de la EPOC es la espirometría con prueba broncodilatadora. (Avances en respiratorio,2018)

En la Figura 2.7, se muestra el diagrama de bloques para el proceso de detección y diagnóstico de la EPOC. En primer lugar, se evalúa la edad del paciente, se toma en consideración el promedio de paquetes de cigarrillos que consume al año o si se encuentra expuesto a combustibles usados en la calefacción o cocina y si presenta los síntomas. Después

de analizar los puntos anteriores, se tiene una sospecha clínica, siendo necesario una espirometría para confirmar o descartar la EPOC.

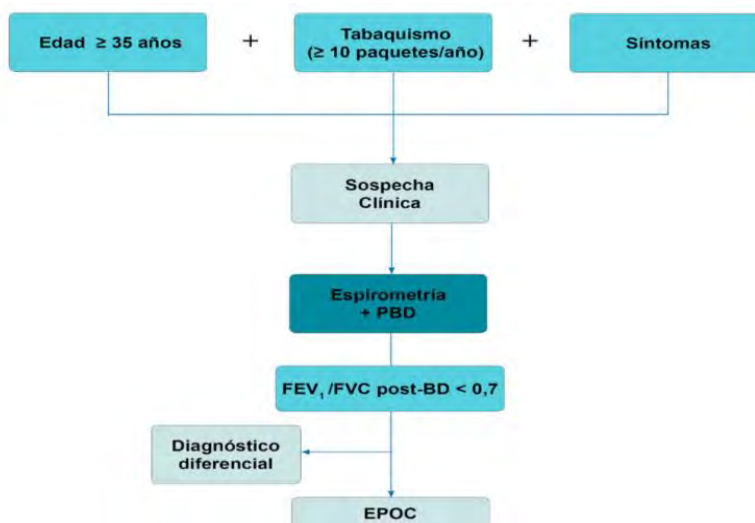


Figura 2.7. Proceso de diagnóstico de la EPOC (Avances en respiratorio, s.f.)

La EPOC es una enfermedad incurable pero que se puede tratar para tener una mejor calidad de vida, aliviar los síntomas y disminuir el riesgo de muerte. Existen tanto tratamientos farmacológicos como no farmacológicos que dependen del nivel de riesgo del paciente.

En la Tabla 2.1 se muestran los diferentes tipos de tratamiento farmacológico y no farmacológico dependiendo del nivel de riesgo del paciente. Para fines de este documento nos centraremos en el tratamiento no farmacológico usando la ventilación asistida.

Tabla 2.1 Tipos de tratamientos farmacológicos y no farmacológicos.

	Tratamientos farmacológicos	Tratamientos no farmacológicos
Riesgo bajo	<ul style="list-style-type: none"> • Broncodilatadores de corta o larga duración • Doble terapia broncodilatadora 	<ul style="list-style-type: none"> • Cpap • Oxigenoterapia de bajo flujo
Riesgo alto	<ul style="list-style-type: none"> • Doble terapia broncodilatadora • Teofilinas • Corticosteroides inhalados • Mucolíticos • Antibióticos • Teofilinas • Corticoides 	<ul style="list-style-type: none"> • Oxigenoterapia de alto flujo • Rehabilitación pulmonar precoz • Ventilación asistida

Nota. Elaboración propia con base en los artículos de avances en respiratorio y Tratamiento de la EPOC Estable

La ventilación mecánica asistida es un soporte que ayuda al paciente con ciertas lesiones respiratorias a realizar el intercambio gaseoso en el ciclo respiratorio (inspiración y espiración).

Incluso puede mejorar la oxigenación e influir en la mecánica pulmonar (síntesis, s.f.). El uso de la ventilación asistida en la EPOC viene dado por las complicaciones que se generan año tras año lo cual agrava la situación del paciente. Este tratamiento puede ser por ventilación invasiva y ventilación no invasiva. Para fines de esta investigación nos centraremos en el tratamiento de ventilación no invasiva de presión negativa.

2.3.1 Ventilación no invasiva

La ventilación no invasiva es una forma de brindar asistencia ventilatoria sin necesidad de intubaciones endotraqueales. En el siglo XX, se crearon los primeros ventiladores no invasivos a presión negativa que fueron de gran ayuda para combatir la epidemia de polio en Europa y Estados Unidos. La ventilación no invasiva ha demostrado gran eficacia para combatir enfermedades obstructivas respiratoria mediante el uso de máscaras, corazas y desarrollo de respiradores portátiles. (Del Castillo, Cabrera, Arenas, Valenzuela, s.f.)

Ventilación mecánica no invasiva positiva: Es un tipo de ventilación no invasiva que se aplica presión positiva a través de mascarillas o snorkel alrededor de la nariz, boca, cara o cabeza.

Ventilación mecánica no invasiva negativa: Es un tipo de ventilación no invasiva que se aplica presión negativa a través de una coraza o chaleco hermético.

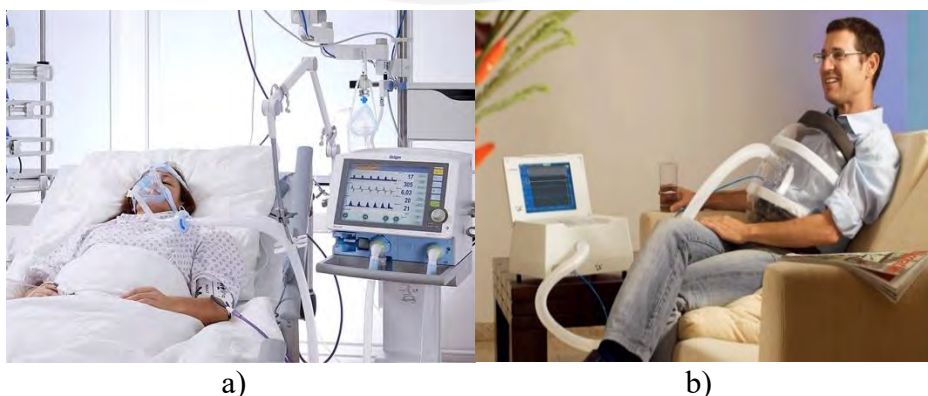


Figura 2.8. a) Ventilación mecánica no invasiva positiva (Draeger,2014). b) Ventilación mecánica no invasiva negativa (Hayek Medical, s.f.)

CAPÍTULO 3: DISEÑO CONCEPTUAL

En esta sección se detallan los requerimientos y requisitos del usuario y para el diseño del ventilador mecánico a presión negativa. Luego, se detallan las estructuras de funciones junto a la matriz morfológica. Finalmente, se proponen los conceptos de solución y a partir de una evaluación técnico-económica se selecciona el concepto óptimo.

3.1 Requerimientos del usuario

Las necesidades de los usuarios se identifican en base a la información recopilada de la problemática y de entrevistas que se realizaron a médicos y personas con conocimientos en equipos médicos en diferentes medios de televisión las cuales están adjuntadas en el Anexo B.

- Debe ser capaz de generar flujo a diferentes presiones
- Debe ser capaz de realizar ambas fases del ciclo respiratorio
- Que se adopte a las diferentes complicaciones respiratorias
- Debe ser ligero y compacto para la comodidad del médico
- Debe ser hermético para proteger al paciente
- Debe cumplir las normas y estándares internacionales de seguridad
- Que soporte horas de uso continuo durante el tratamiento
- Que la instalación sea simple y rápida de ejecutar
- Que posea una alarma de emergencia
- Que el sistema no genere mucho ruido
- Que no necesite personal especializado para el mantenimiento.
- Debe ser de fácil implementación con el paciente
- Debe ser fácil de instalación para su funcionamiento
- Que sea compacto y de diseño sencillo
- Que posea una interfaz gráfica simple e intuitiva

- Que los materiales puedan ser de fácil adquisición en el mercado nacional
- Que no se deteriore muy rápido
- Que no consuma mucha potencia
- No debe necesitar la presencia de un especialista médico durante todo el proceso de funcionamiento.
- Debe poder llegar a la presión deseada en un corto tiempo
- Que sea menor al precio de ventiladores comerciales

3.2 Requisitos de usuario

Se categorizan los requerimientos del usuario para definir los requisitos de usuario, las cuales se muestran en la Tabla 3.1.

Tabla 3.1 *Requisitos y requerimientos del usuario*

Categoría	Requerimientos de usuario	Requisitos de usuario
Funcionalidad	Debe ser capaz de generar flujo a diferentes presiones	Amplio rango de presiones
	Que se adopte a las diferentes complicaciones de la respiración	Adaptabilidad a las complicaciones respiratorias
	Debe ser capaz de realizar ambas fases del ciclo respiratorio con sus respectivos ratios I/E	Ventilación eficiente
Ergonomía	Debe ser ligero y compacto para la comodidad del médico	Altamente ergonómico
	Que el sistema no genere mucho ruido	Bajo ruido
Seguridad	Debe ser hermético para proteger al paciente	Seguro para el paciente
Fiabilidad	Que soporte horas de uso continuo durante el tratamiento	Alta fiabilidad de funcionamiento
	Que posea una alarma de emergencia	Alta fiabilidad de ventilación
Legalidad	Debe cumplir las normas y estándares internacionales de seguridad	Conformidad frente a normas y leyes
Robustez	Que no se deteriore muy rápido	Alta durabilidad
Ensamblaje	Que la instalación sea simple y rápida de ejecutar	Rápido instalación
	Debe ser de fácil implementación con el paciente	Fácil ensamblaje
Mantenimiento	Que no necesite personal especializado para el mantenimiento	Fácil mantenimiento
Instalación	Debe ser fácil y rápida instalación para su funcionamiento	Fácil instalación
Geometría	Que sea compacto y de diseño sencillo	Diseño simple
Uso	Que posea una interfaz gráfica simple e intuitiva	Fácil manejo
Energía	Que no consuma mucha potencia	Bajo consumo de energía
Fabricación	Que los materiales puedan ser de fácil adquisición en el mercado nacional	Fácil fabricación
Automatización	No debe necesitar la presencia de un especialista médico durante todo el proceso de funcionamiento	Sistema autónomo
Tiempo	Debe poder llegar a la presión deseada en un corto tiempo	Operación rápida
Costo	Que sea menor al precio de ventiladores comerciales	Bajo costo

3.3 Requerimientos del sistema

En la Tabla 3.2 y Tabla 3.3 se muestran los requerimientos del sistema mecatrónico clasificadas en una exigencia o en un deseo. La lista presentada se basa en la problemática revisada y en los productos existentes expuestos en el capítulo anterior.

Geometría: El sistema de ventilación es un dispositivo no invasivo para el paciente, además sirve de protección para los componentes electrónicos. Por lo que, para hacer el sistema más cómodo posible para el paciente y por lo analizado en el estado del arte, se espera que el tamaño no deberá ser mayor a 350mm x 250mm x 250mm.

Masa: Se espera que el peso máximo del sistema sea de 5kg para que permita la movilidad del equipo a diferentes ambientes.

Energía: El método de recarga será mediante una la energía eléctrica convencional de 220VAC – 60Hz, debido a que es la toma de energía presente en los hogares del Perú. Además, para un ahorro de energía se espera conseguir componentes de eficiencia C.

Señales: El sistema requiere de una señal de encendido para activar el sistema. Por otro lado, contará con las señales de los parámetros del usuario ingresado, una señal de apagado para desactivar el sistema y una señal de parada de emergencia. Finalmente, se desea mostrar las señales medidas a través de gráficas.

Seguridad: Se aplicarán medidas rigurosas de seguridad debido al contacto del sistema con la persona, siguiendo los parámetros de la norma ISO 80601-12:220, que establece los requisitos eléctricos para equipos médicos. Además, se incluirán alarmas para detectar posibles problemas en la ventilación y filtros para prevenir la contaminación

Ergonomía: El sistema de ventilación permitirá al paciente a realizar pequeñas actividades como caminar distancias cortas y/o comer, por lo que se deben cumplir los lineamientos de los principios ergonómicos para el diseño de sistemas de trabajo de la normativa ISO 6385, además, como es de uso hospitalarios, el sistema no debe generar ruidos mayores a 20dB.

Control: El sistema será capaz de verificar que los parámetros principales como la presión, el torque y la velocidad sean controlados eficientemente para lograr que el paciente reciba la ventilación necesaria para su tratamiento.

Montaje: El montaje del sistema de ventilación debe tener una mínima cantidad de componentes con el objetivo de que la revisión de sus componentes no requiera demasiado tiempo, además, al ser un dispositivo médico se usará el método Poka-Yoke para que así se eviten conexiones no deseadas.

Materiales: El sistema de ventilación, al ser de uso clínico, requiere de materiales en su estructura que no se oxiden y se corroen, para así evitar agentes contaminantes externos. Además, debe ser ligero y fácil de transportar.

Fabricación: La construcción será basada en procesos que se realicen en talleres nacionales y con materiales de fácil adquisición en el mercado, con el fin de evitar demoras en la importación y reducir los costos.

Software: El óptimo control de los parámetros como presión, velocidad y torque, se realizarán algoritmos de control para estos parámetros, además, para evitar ruido y señales no deseadas se realizarán algoritmos de procesamiento de señales para los sensores.

Interfaz: Un sistema intuitivo y amigable será requerido para la interacción entre el sistema y el usuario, el cual se podrá usar a través de botones y se espera obtener una pantalla para observar los gráficos y los parámetros medidos con los sensores.

Electrónica: El sistema debe de tener una unidad de control para procesar los datos de las señales, además se usarán transductores de presión para medir las señales de presión, electroválvulas para generar enviar el flujo y un motor sin escobillas para la parte de potencia.

Medio ambiente: Los materiales usados deben ser fácilmente degradables o reutilizables para no generar un gran impacto de contaminación.

Mantenimiento: Al ser un sistema en contacto con varios pacientes, se debe tomar en cuenta calibraciones para evitar toma de malas mediciones y una limpieza preventiva con cambios de insumos cada 6 meses para evitar el contagio de otras enfermedades. Además, los componentes deben ser estándares para un fácil mantenimiento y no requerir de personas especializadas.

Costos: Debido a que el sistema se espera accesible para todo usuario, se propone un costo menor al de los comerciales. Estos productos poseen un costo de alrededor de los 8000 dólares.

Tabla 3.2 *Lista de exigencias*

D/E	Descripción
FUNCION PRINCIPAL	
E	El ventilador a presión negativa tipo coraza produce las presiones y flujos necesarios durante el tratamiento de enfermedades pulmonares obstructivas crónicas. Además, se puede adaptar a los distintos modos ventilatorios y que pueda alcanzar una presión máxima de -40 cmH ₂ O.
D	Modos ventilatorios: <ul style="list-style-type: none"> • Modo presión negativa continua rangos: Presión: -10cmH₂O y -2cmH₂O • Modo mandatorio y asistido/controlado rangos: Frecuencia respiratoria:10-25 respiraciones por minuto Presión: -20cmH₂O y 20cmH₂O Flujos:0.5 L/s y 0.8 L/s
E	Realizar una ventilación eficiente con presiones negativas y positivas dentro del rango establecido para cada modo ventilatorio
GEOMETRÍA	
E	Diseño compacto con dimensiones máximas de 350mm x 250mm x 250mm
MASA	
E	Peso máximo del sistema 5kg.
ENERGÍA	
E	Sistema de energía convencional 220V-60Hz
D	Componentes con categoría de eficiencia C
SEÑALES	
E	Señales de entrada: <ul style="list-style-type: none"> • Ingreso de parámetros del usuario • Señal de encendido • Señal de apagado Señales de salida: <ul style="list-style-type: none"> • Señal de emergencia
D	Señales de salida: <ul style="list-style-type: none"> • Gráficas de presión, flujo y volumen
SEGURIDAD	
E	Seguridad del equipo conforme al ISO 80601-12:2020 y parámetros sobre un ventilador mecánico
E	Sistema de alarma para indicar algún problema durante la ventilación
E	Sistema de filtros para evitar agentes contaminantes
ERGONOMÍA	
E	Uso de la norma ISO 6385 para los principios ergonómicos
E	Ruido menor a 20 dB
CONTROL	
E	Control óptimo de presión y control de flujo
E	Control de velocidad y torque del sistema de potencia

Tabla 3.3 *Lista de exigencias*

MONTAJE	
D	Mínimo número de componentes
E	Método Poka-Yoke para los elementos de montaje
FABRICACIÓN	
D	Simple proceso de manufactura que se realicen en talleres nacionales
SOFTWARE	
E	Algoritmos de control de presión y flujo
E	Algoritmos de control de velocidad y torque
E	Algoritmo de procesamiento de señales medidas con los sensores
INTERFAZ	
E	Uso de una interfaz intuitiva y amigable
E	Uso de botones para la interacción con el sistema
D	Uso de pantalla para observar las gráficas y los datos de presión, flujo y volumen
ELECTRÓNICA	
E	Uso de un sistema de control
E	Transductores de presión
E	Electroválvulas que cumplan la normativa para uso clínico
E	Motor sin escobillas y su controlador
MATERIAL	
E	Materiales anticorrosivos con protección C2 y que no se oxiden fácilmente
E	Materiales ligeros con densidad menores a la del acero
MEDIO AMBIENTE	
E	Materiales de plástico degradables fácilmente
MANTENIMIENTO	
E	Mantenimiento preventivo y de calibraciones
E	Componentes estándares de fácil acceso en el mercado
COSTOS	
E	Costo menor a los productos comerciales menores a los \$8 000

3.4 Estructura de funciones

Se establece la estructura de funciones (Anexo 1) siguiendo los requisitos del sistema, dividiéndola en bloques de energía, sensores, control, interfaz, mecánica y procesamiento. A continuación, se detallará la interconexión de cada bloque.

3.4.1 Bloque usuario

Este bloque aborda la etapa de acondicionamiento del paciente con el ventilador. Se coloca y se asegura la coraza en el paciente para iniciar la ventilación, durante el soporte ventilatorio, se va registrando los valores de presión a través de los sensores y así verificar la evolución del paciente para su posterior alta.

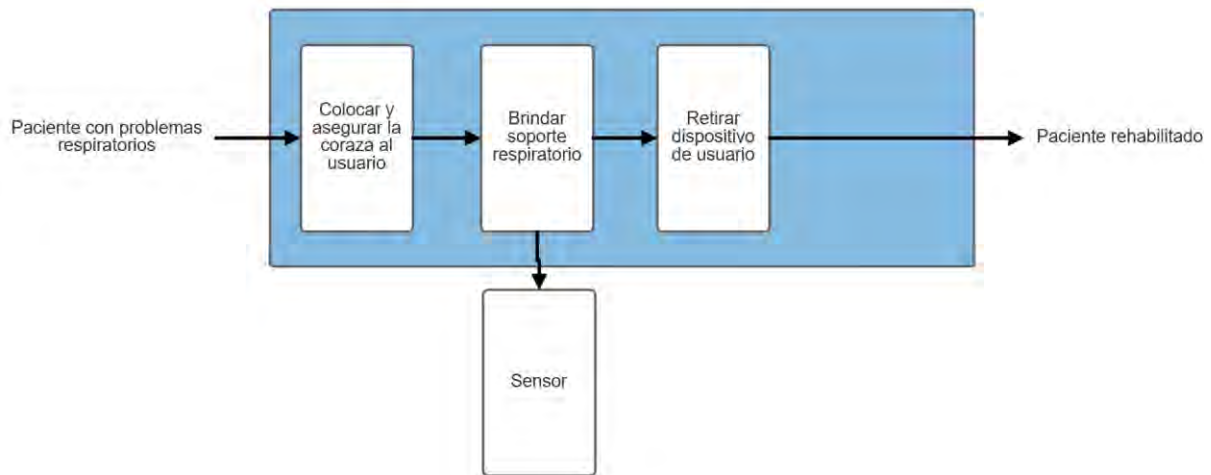


Figura 3.1. Bloque de usuario.

3.4.2 Bloque de energía

Este bloque suministra energía a los componentes del sistema, almacenándola en baterías. Cuando el usuario lo enciende, se activa el sistema y se ajustan los voltajes para alimentar los bloques de sensores, control, interfaz, procesamiento y mecánica. La Figura 3.1 ilustra las funciones del bloque de energía y sus señales de entrada y salida.

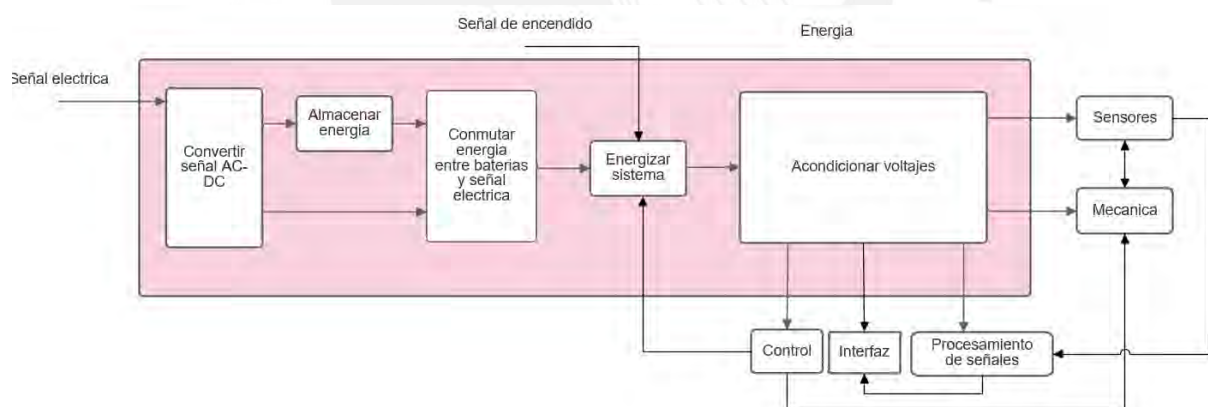


Figura 3.2. Bloque de energía.

3.4.3 Bloque de Sensores

Este bloque aborda sensores para medir la presión y flujo hacia el paciente, así como para evaluar el flujo y presión del componente mecánico. Las señales de salida se envían al procesamiento de señales. La Figura 3.2 ilustra las funciones y conexiones del bloque de sensores.

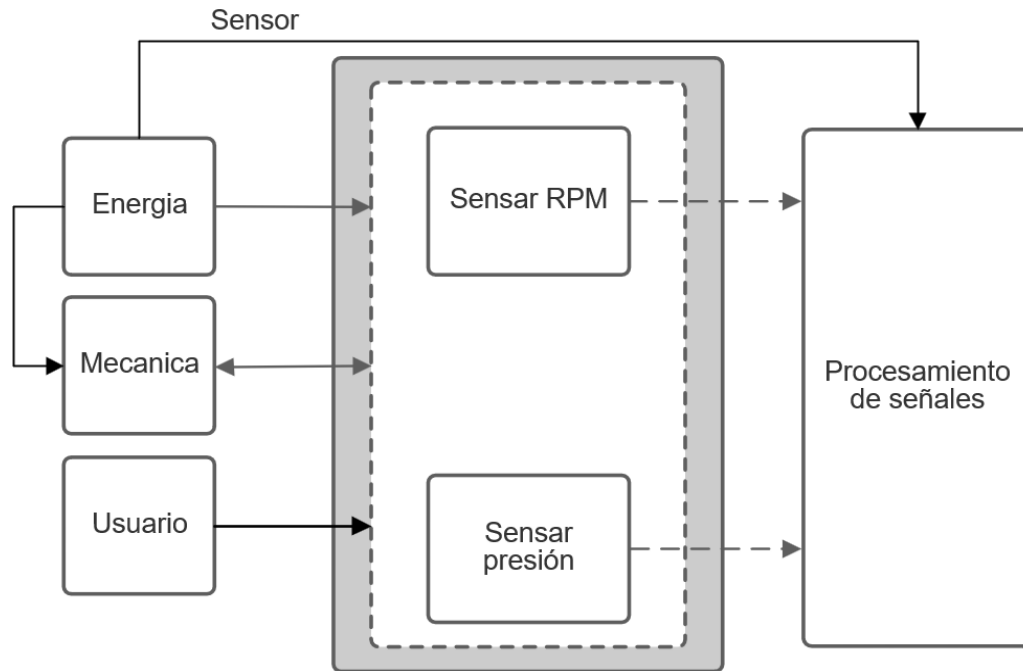


Figura 3.3. Bloque de sensores.

3.4.4 Bloque de procesamiento de señales

En este bloque, los datos de los sensores se leen, filtran para reducir el ruido y señales no deseadas, y se almacenan antes de ser enviados al bloque de control y comunicación. La Figura 3.3 detalla las funciones del procesamiento de señales y las conexiones de entrada y salida.

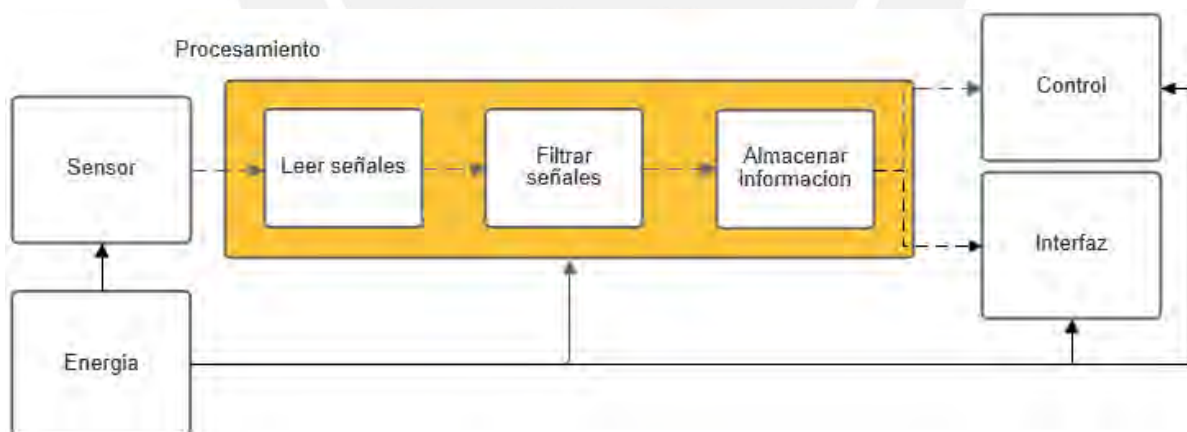


Figura 3.4. Bloque de procesamiento de señales.

3.4.5 Bloque de control

En este bloque, se reciben los datos filtrados de los sensores conectados al sistema. Se busca optimizar la presión y el flujo para asegurar una ventilación adecuada. Se calculan los RPM y el torque del motor para lograr esta presión y flujo, y se configura el controlador del

motor con estos parámetros y el porcentaje de apertura de la válvula. La Figura 3.4 detalla las funciones del bloque de control y las señales de entrada y salida.

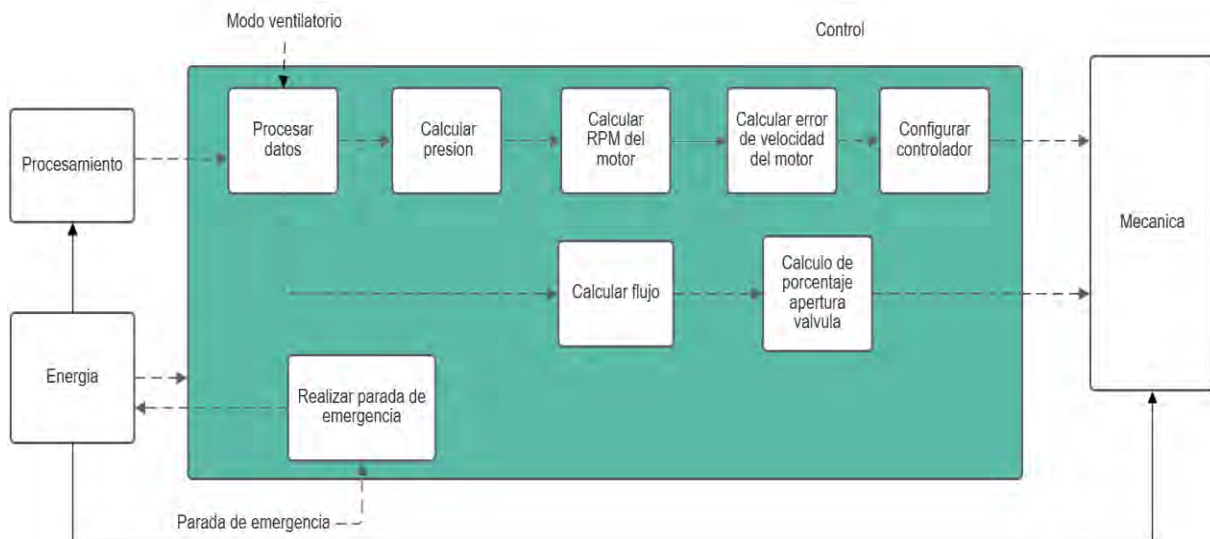


Figura 3.5. Bloque de control.

3.4.6 Bloque de Interfaz

El usuario utiliza una pantalla para seleccionar el modo ventilatorio y proporcionar información personal. La pantalla muestra parámetros como presión, flujo, gráficos de ventilación y el estado del sistema. La Figura 3.5 ilustra las funciones de la interfaz y las señales de entrada y salida.

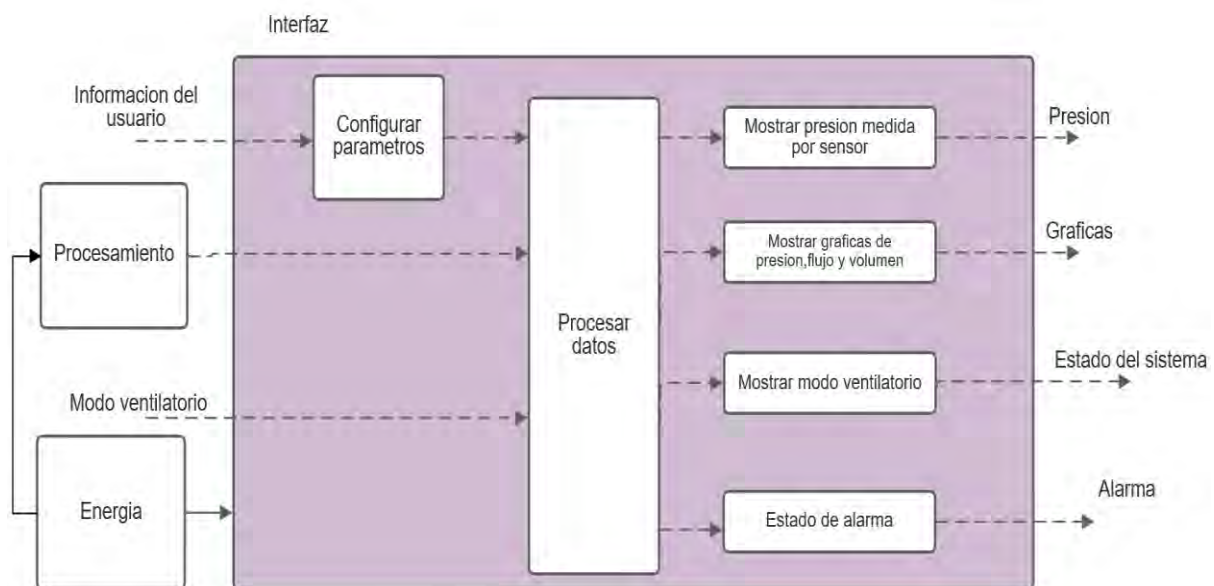


Figura 3.6. Bloque de interfaz.

3.4.7 Bloque mecánico

En este bloque, se encuentra la etapa de potencia del sistema para generar los flujos y presiones requeridos en la ventilación. También, se protegen y alojan los sensores y el sistema de control. Las salidas se dirigen nuevamente al bloque de sensores para repetir el proceso. La Figura 3.16 ilustra las funciones del bloque mecánico y las señales de entrada y salida.

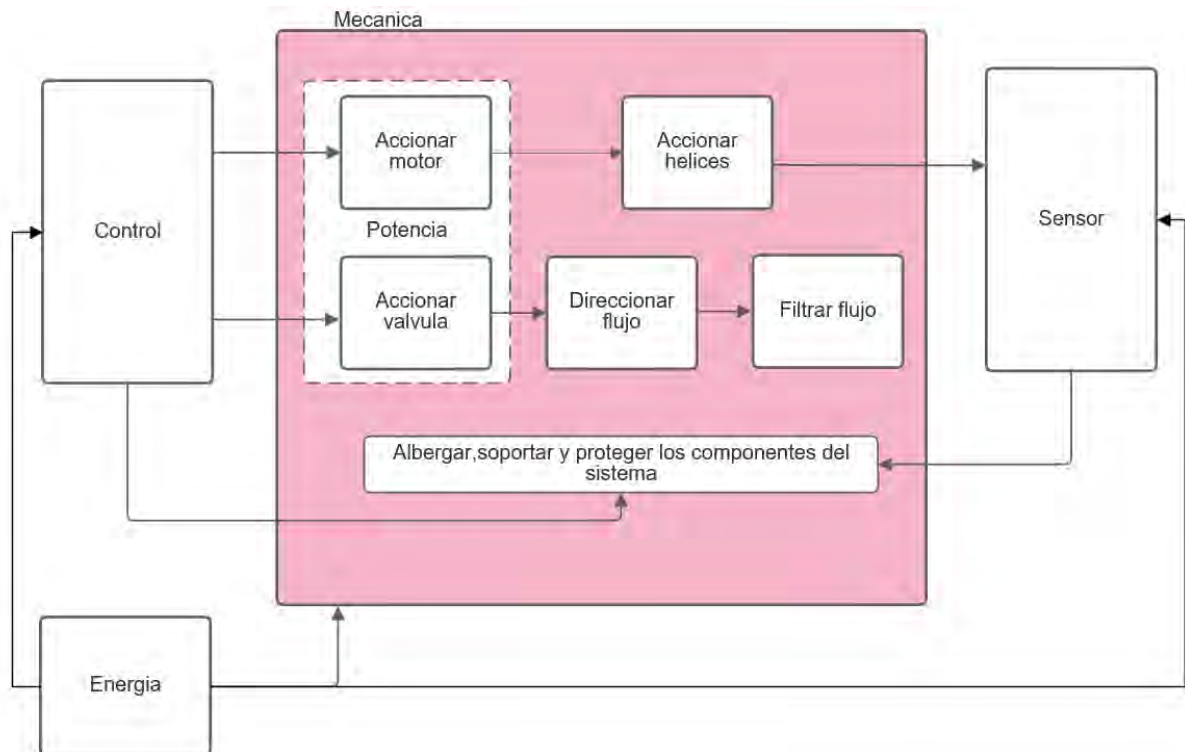


Figura 3.7. Bloque de Mecánica.

3.5 Matriz morfológica

Se elaborará la matriz morfológica analizando los componentes más adecuados para cada función de los bloques de energía, sensores, control, interfaz, mecánica y procesamiento. Además, se desarrollarán 3 alternativas en general para el sistema, escogiendo una opción para cada función mencionada anteriormente.

Tabla 3.6 Leyenda de la matriz morfológica

Concepto de solución 1	
Concepto de solución 2	
Concepto de solución 3	

Tabla 3.7 Matriz morfológica para el bloque de energía









Tipo	Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Energía	Convertir señal AC-DC		 Fuente conmutada	
	Almacenar energía	 Batería de LiPo	 Batería de ion-litio	 Batería LiFe
	Conmutar energía entre baterías y señal eléctrica		Circuito de conmutación	
	Energizar sistema		 Pulsador eléctrico	
	Acondicionar voltajes	 Step Up/Down	 Reguladores de voltaje	 CONVERTIDOR TIPO BUCK Convertidor Buck

Tabla 3.8 Matriz morfológica para el bloque de sensores







Tipo	Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Sensores	Medir presión a la entrada de la coraza		 Sensor resonante	 Transductores de presión piezoeléctricos
	Medir flujo	 Sensor de flujo tipo tapón	 Sensor de flujo tipo paleta	 Sensor de flujo tipo tapón
	Medir RPM		 Encoder	

Tabla 3.9 Matriz morfológica para el bloque de procesamiento de señales



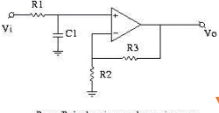
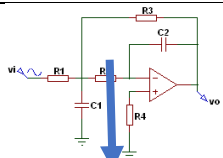


Tipo		Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Procesamiento de señales	Hardware	Leer señales	 FPGA	 Microcontrolador	
		Filtrar señales	 Filtro de 1er orden	 Filtro de 2do orden	
	Software	Almacenar información	 Base de datos	 Memoria externa	

Tabla 3.10 Matriz morfológica para el bloque de control

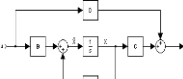








Función		Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3	
Control	Software	Calcular error de velocidad del motor	 Espacio-estados	 Lógica difusa	 Control P D
		Calcular presión			
		Calcular RPM del motor			
		Calcular flujo			
		Configurar controlador			
		Cálculo de porcentaje de apertura de válvula			
	Hardware	Procesar datos	 FPGA	 Microcontrolador	
		Ingreso de señal de emergencia	 Botón de emergencia		
		Accionar motor	 Driver A4988	 Driver para motor DC	 Driver para motor sin escobillas

Tabla 3.11 Matriz morfológica para el bloque mecánico










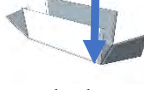









Tipo	Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Mecánica	Accionar hélice	 Motor paso a paso	 Motor DC	 Motor sin escobillas
	Accionar ingreso de flujo	 Válvula antirretorno		 Válvula con solenoide
	Direccionar flujo	 Válvula unidireccional	 tubos corrugados	
	Filtrar flujo	 Filtro mecánico	 Filtro electrostático	
	Albergar componentes		 Estructura de chapa metálica	

Tabla 3.12 Matriz morfológica para el bloque de interfaz

Tipo	Función	Alternativa 1	Alternativa 2	Alternativa 3
Interfaz	Configurar Parámetros	 Pulsadores		 Pulsadores
	Procesar datos	 FPGA		 Microcontrolador
	Mostrar presión medida	 Leds	 Pantalla táctil	 Pantalla LCD
	Mostrar flujo medida			
	Mostrar modo ventilatorio			
	Mostrar gráficas	 Pantalla LCD		
Estado de alarma		 Bocina		

3.6 Conceptos de solución

En base a la matriz morfológica, se proceden a definir 3 conceptos de solución, denotados por las flechas de color naranja, azul y verde.

3.6.1 Concepto de solución 1

La primera solución propuesta consta de una estructura de chapa metálica para resguardar los componentes. Para la energía, se utilizará una fuente conmutada que convierte la tensión AC en DC. En caso de problemas energéticos, se emplearán baterías de polímero de litio como respaldo temporal.

La conmutación entre fuente y batería se realizará a través de un relé, también, para energizar y apagar el sistema, se utilizará un botón de encendido/apagado, y si ocurren problemas durante la ventilación, se usará un botón de emergencia.

La adaptación de los voltajes se realizará mediante un convertidor *step up/down* para ajustarlos a los requerimientos de cada subsistema. Se ha decidido emplear un motor paso a paso junto con el sensor de presión resonante y un *encoder* para medir los parámetros de presión y velocidad.

Se optó por usar una válvula unidireccional junto a tubos corrugados, los cuales ayudarán a direccionar el flujo y lo guiarán hacia la coraza, además de una válvula antirretorno junto a un filtro mecánico, los cuales filtrarán y accionarán el ingreso de flujo. El ajuste de los parámetros se realizarán a través de pulsadores y se usarán LEDs para mostrar el estado de presión, flujo y el modo del paciente. Además, se visualizarán gráficas de presión, flujo y volumen en una pantalla LCD, y se activará una bocina al presionar el botón de emergencia.

El sistema será gestionado por un FPGA que procesará los datos enviados por los sensores y los pulsadores, filtrándolos antes de almacenarlos en una base de datos. Se incluyen dos figuras: la Figura 3.8 representa la vista isométrica con los componentes externos del esquema, y la Figura 3.9 muestra la disposición superior de los componentes.

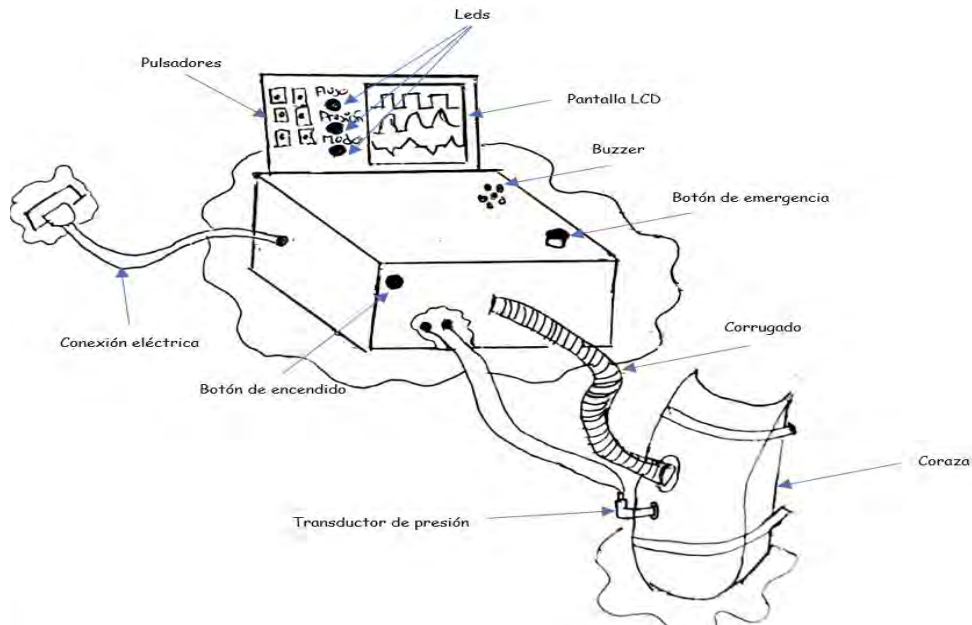


Figura 3.8. Bosquejo del concepto de solución 1.

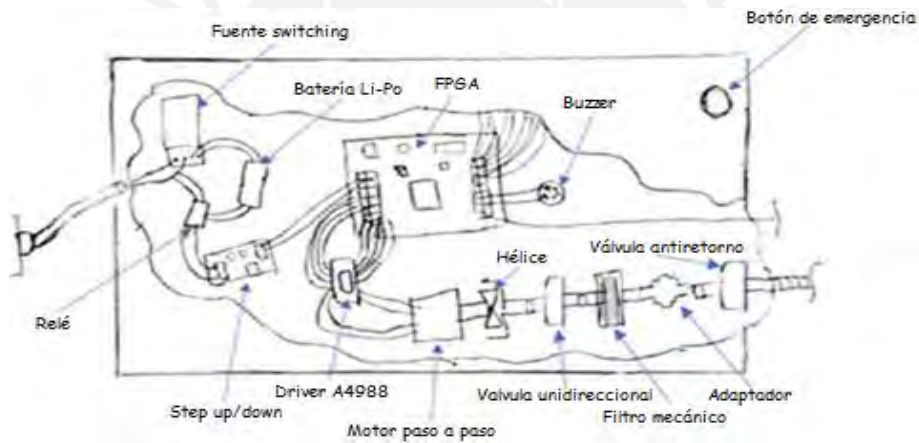


Figura 3.9. Vista superior del concepto de solución 1.

3.6.2 Concepto de solución 2

La segunda propuesta de solución consiste en una estructura de chapa metálica para alojar, respaldar y proteger los componentes. Para el suministro de energía, se empleará una fuente conmutada que convierte la corriente alterna en corriente continua, y se han elegido baterías de ion-litio como respaldo en caso de problemas con la energía.

La conmutación entre fuente y batería será a través de un relé, también, para energizar y apagar el sistema, se utilizará un botón de encendido/apagado, y si ocurren problemas durante

la ventilación, se usará un botón de emergencia. Los voltajes se adaptarán utilizando reguladores de voltaje para ajustarlos a los requisitos de cada subsistema.

Se ha decidido utilizar un motor de corriente continua (DC) junto con su controlador. Además, se emplearán sensores de presión resonante, sensores de flujo tipo paletas y un encoder para medir los parámetros necesarios. Se optó por usar una válvula unidireccional junto a tubos corrugados, los cuales ayudarán a direccionar el flujo y lo guiarán hacia la coraza, además de una válvula antirretorno junto a un filtro mecánico, los cuales filtrarán y accionarán el ingreso de flujo.

La configuración de los parámetros y el muestreo de gráficas de presión, flujo y volumen serán a través de una pantalla táctil, además, se tendrá una bocina que se activará después de activar el botón de emergencia.

El sistema completo será gestionado por un microcontrolador que procesará y filtrará los datos de los sensores y los pulsadores, almacenándolos en una memoria externa. Se proporcionan dos imágenes que ilustran el concepto de la solución 2: la Figura 3.10 muestra una vista isométrica junto con los componentes externos del esquema, y la Figura 3.11 representa una vista superior de la disposición de los componentes.

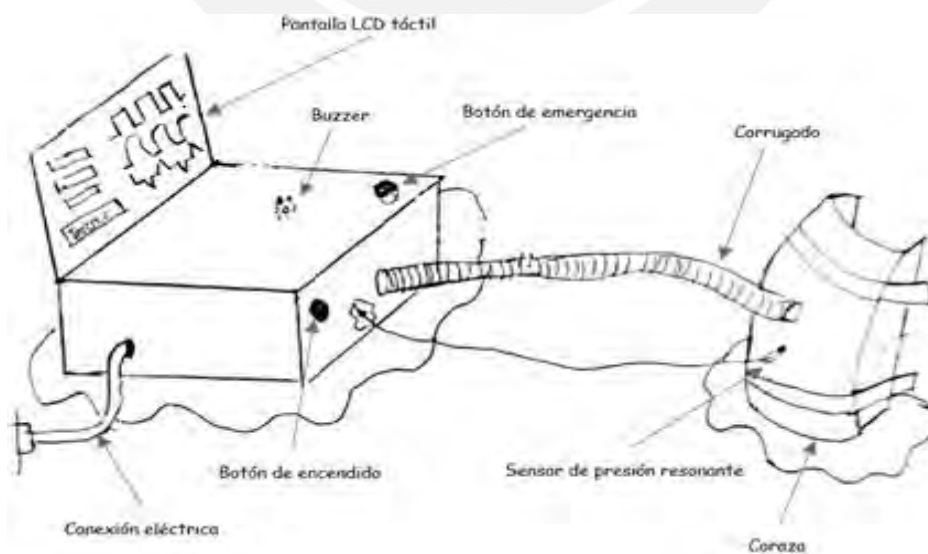


Figura 3.10. Bosquejo del concepto de solución 2.

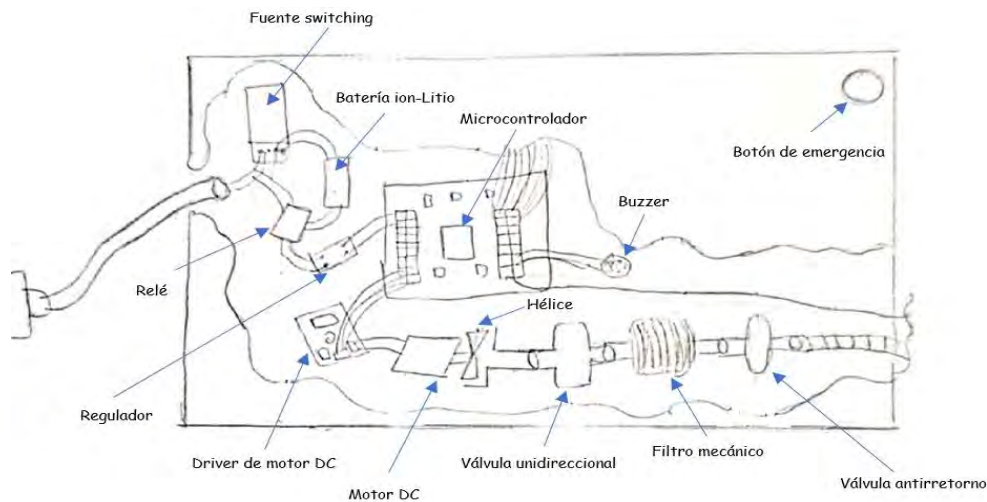


Figura 3.11. Vista superior del concepto de solución 2.

3.6.3 Concepto de solución 3

La tercera propuesta de solución consta de una estructura de chapa metálica para albergar, respaldar y proteger los componentes. Para la alimentación eléctrica, se empleará una fuente conmutada que convierte la corriente alterna en corriente continua, y en caso de problemas con la energía, se han seleccionado baterías de litio-ferrofosfato como respaldo temporal.

La conmutación entre fuente y batería será a través de un relé, también, para energizar y apagar el sistema, se utilizará un botón de encendido/apagado, y si ocurren problemas durante la ventilación, se usará un botón de emergencia.

El acondicionamiento de los voltajes será a través de convertidores Buck para ajustar el voltaje suministrado por el relé a niveles adecuados para cada subsistema.

Se ha decidido emplear un motor *brushless* junto con su controlador. Además, se utilizará un transductor de presión y un *encoder* para medir los parámetros de presión y velocidad. Se optó por usar una válvula unidireccional junto a tubos corrugados, los cuales ayudarán a direccionar el flujo y lo guiarán hacia la coraza, además de una válvula antirretorno junto a un filtro electrostático, los cuales filtrarán y accionarán el ingreso de flujo. La pantalla LCD mostrará las gráficas de presión, flujo y volumen, junto con pulsadores que permitirán configurar los parámetros del paciente. Además, se incluirá una bocina que se activará al presionar el botón de emergencia.

Todo el sistema estará controlado por un microcontrolador, que procesará y filtrará todos los datos que enviarán los sensores y los pulsadores, almacenándolos en una memoria externa. Se muestran dos Figuras del concepto de solución 3. La Figura 3.12 muestra la vista isométrica junto a los componentes externos del bosquejo y la Figura 3.13 muestra una vista superior de la distribución de los componentes de este.

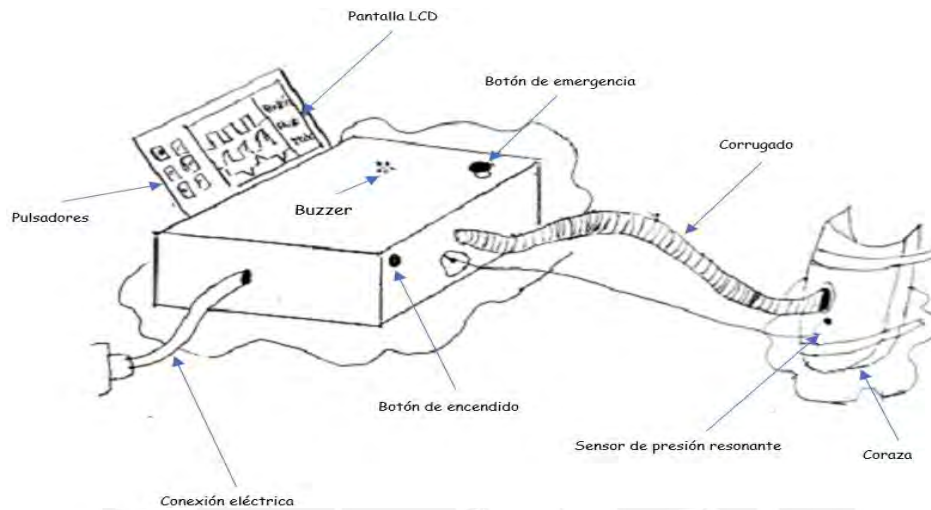


Figura 3.12. Bosquejo del concepto de solución 3.

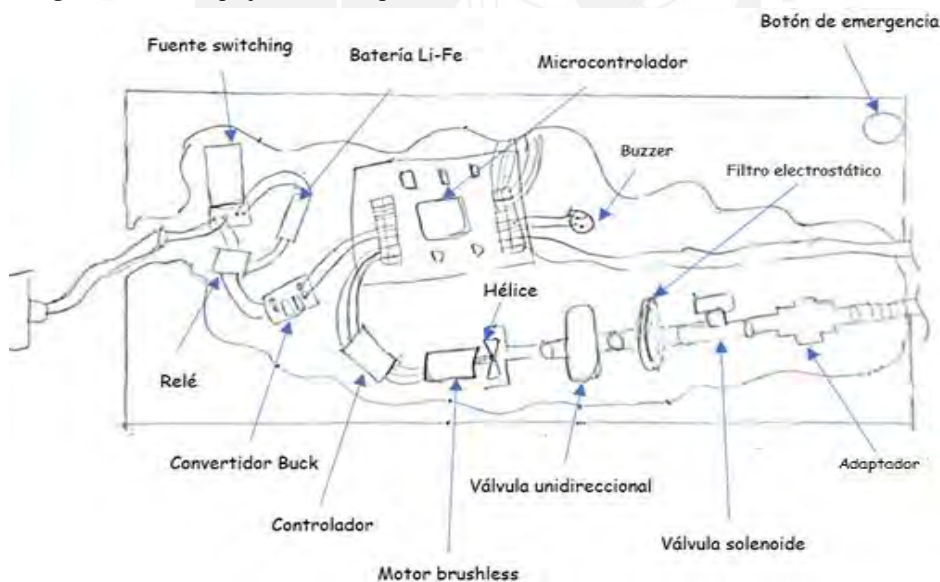


Figura 3.13. Vista superior del concepto de solución 3.

3.7 Evaluación técnico-económica

Luego de describir los conceptos de solución, se procede a la evaluación técnica y económica con el objetivo de obtener una solución óptima.

3.7.1 Evaluación técnica

Las valoraciones de cada criterio están en el rango de 1 a 4, siendo 1 la valoración con menor importancia y 4 la valoración de mayor importancia

Función principal: En la lista de requerimientos se estableció la función principal de generar presiones positivas, negativas y flujos adecuados para tratar la EPOC, además de adaptarse a varios modos de ventilación, lo que justifica su peso de 4.

Sencillez de construcción y forma: Se busca que el sistema sea de manera sencilla de ensamblar y de fabricar, además, de poder sujetar, soportar y albergar los componentes, pero no es de gran importancia para el funcionamiento del sistema, es por eso que este criterio tiene de peso 2.

Facilidad de traslado: Debido a que es un equipo médico, se busca que sea de fácil movilidad para poder atender más rápido al paciente, es por eso que el sistema debe ser de bajo peso. Por lo tanto, este criterio tiene peso de 3.

Ruido: El ambiente en el que se encuentra el sistema es en centros médicos por lo que se requiere que el sistema no sea ruidoso, es por eso que este criterio tiene peso de 4.

Seguridad: En este criterio se evalúa la forma de cómo se filtra el flujo que llegara al paciente, además de contar con las alarmas de emergencia y algún indicador para avisar al médico, es por eso que este criterio tiene un peso de 4.

Frecuencia de mantenimiento: Debido al mantenimiento necesario por el uso continuo del sistema, se le asigna un peso de 2, aunque no sea el objetivo principal.

Interacción con el médico: Este criterio tiene peso 1, debido a que no es un objetivo principal, se evaluarán que tan intuitivo y amigable será la interfaz del sistema.

De acuerdo con los criterios anteriormente descritos, será evaluada cada concepto de solución en la Tabla 3.12.

Tabla 3.12 *Evaluación técnica de los conceptos de solución*

Conceptos de solución		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
Nº	Criterios de evaluación	G	P	GP	P	GP	P	GP	P	GP
1	Función principal	4	3	12	3	12	3	12	4	16
2	Sencillez de fabricación mecánica	2	3	6	3	6	3	6	4	8
3	Facilidad de traslado	3	2	6	3	9	3	9	4	12
4	Ruido	4	1	4	3	12	4	16	4	16
5	Seguridad	4	2	8	2	8	3	12	4	16
6	Frecuencia de mantenimiento	2	3	6	3	6	3	6	4	8
7	Interacción con el médico	1	3	3	4	4	4	4	4	4
Puntaje máximo		20	17	45	21	57	23	65	28	80
Valor técnico			0.61	0.56	0.75	0.71	0.82	0.81	1	1
Orden				3		2		1		

P: puntaje de 0 a 4
0=No satisface 1=Aceptable a las justas 2=Suficiente 3=Bien 4=Muy bien
G: es el peso ponderado y se en función de la importancia de los criterios de evaluación

3.7.2 Evaluación económica

Las valoraciones de cada criterio están en el rango de 1 a 4, siendo 1 la valoración con menor importancia y 4 la valoración de mayor importancia

Costo de tecnología y fabricación: Este criterio tiene un peso de 4 debido al enfoque principal en la economía del sistema y la simplificación del diseño, lo que reduce los costos de fabricación. Se centrará en la evaluación del costo del hardware del sistema de control y los actuadores.

Costos de operación: Este criterio, al igual que el de costo tecnológico, es esencial ya que se relaciona directamente con el objetivo económico. El desgaste de los componentes de hardware y los actuadores utilizados durante el ciclo ventilatorio podría aumentar los costos, por lo que se le otorga un peso de 4.

Costos de mantenimiento y repuesto de piezas: Este criterio es significativo ya que se enfoca en evaluar el costo de cada componente del hardware y los actuadores necesarios para mantener el sistema operativo. Además, considera la facilidad de encontrar piezas de menor o igual precio. Por estas razones, se le otorga un peso de 4.

De acuerdo con los criterios anteriormente descritos, será evaluará cada concepto de solución en la Tabla 3.13.

Tabla 3.13 *Evaluación técnica de los conceptos de solución.*

Conceptos de solución		Solución 1			Solución 2		Solución 3		Solución ideal	
Nº	Criterios de evaluación	G	P	GP	P	GP	P	GP	P	GP
1	Costo de tecnología y fabricación	4	3	12	3	12	3	12	4	16
2	Costos de operación	4	3	12	3	12	2	8	4	12
3	Costos de mantenimiento y repuesto de piezas	4	4	16	3	12	3	12	4	16
Puntaje máximo		11	10	40	9	36	9	32	12	44
Valor técnico			0.83	0.90	0.75	0.82	0.67	0.73	1	1
Orden				1		2		3		

P: puntaje de 0 a 4
0=No satisface 1=Aceptable a las justas 2=Suficiente 3=Bien 4=Muy bien
G: es el peso ponderado y se en función de la importancia de los criterios de evaluación

Usando los resultados de las Tablas 3.12 y 3.13, se realizó un análisis técnico-económico para identificar el concepto de solución óptima, representado en la Figura 3.14. El concepto 3 se aproxima significativamente a la solución ideal (recta ideal), convirtiéndolo en la elección óptima.

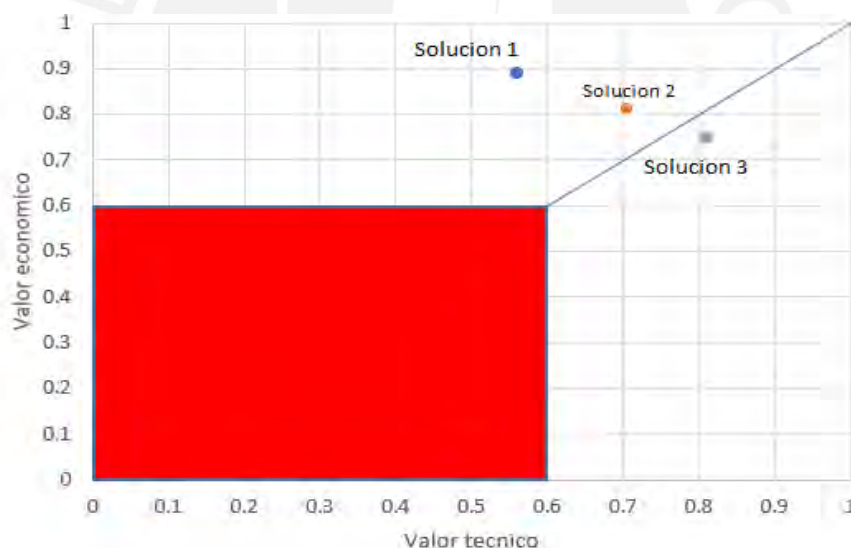


Figura 3.14 Análisis técnico-económico.

3.8 Concepto de solución óptimo

En la Figura 3.15 se muestra el bosquejo general del concepto de solución 3, el cual fue elegido como el concepto óptimo debido a que cumple con los criterios de evaluación que se propusieron en el análisis técnico-económico.

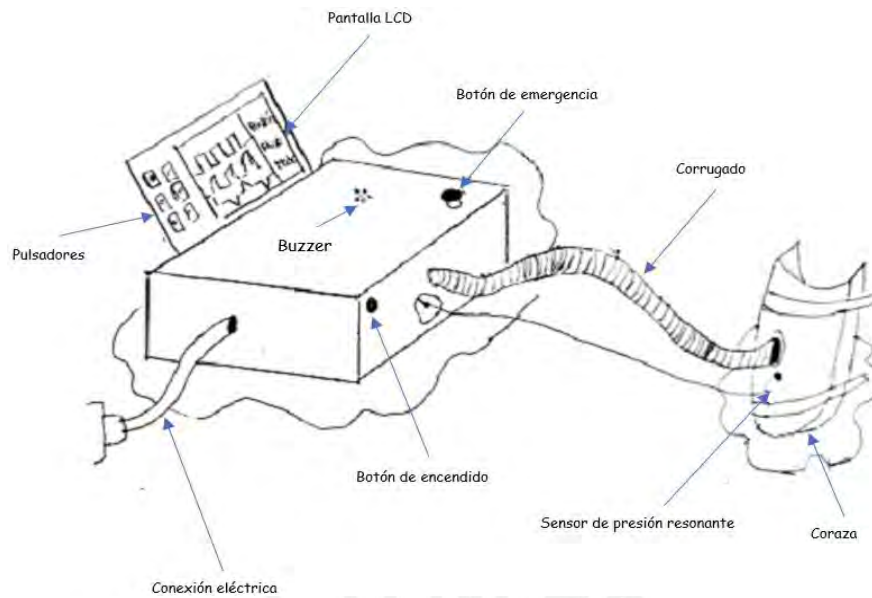


Figura 3.15. Bosquejo del concepto de óptimo de solución

Además, en la Figura 3.16 se muestra una vista superior del modelo 3D que se realizó en Autodesk Inventor en el cual se muestra la ubicación de cada elemento que componen los sistemas.

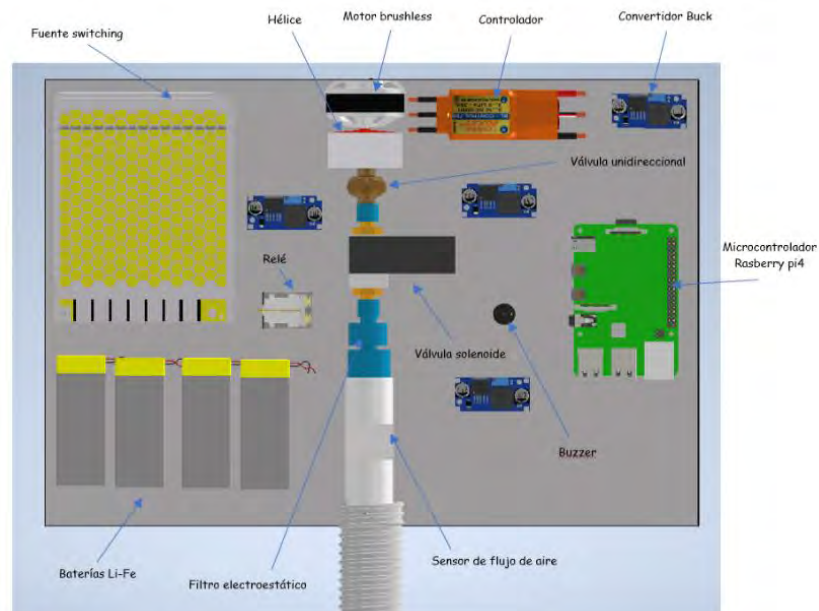


Figura 3.16. Vista superior del modelado 3D del concepto de óptimo de solución.

CAPITULO 4: DISEÑO DEL SISTEMA MECATRÓNICO

En el presente capítulo se desarrolla el diseño del sistema mecatrónico. En primer lugar, se detalla el diseño mecánico, específicamente, el diseño del sistema de potencia. Posteriormente, se realiza la selección de componentes mecánicos y el diseño de la estructura del ventilador. En segundo lugar, Se realiza la selección de componentes del sistema eléctrico y electrónico, además, se muestra un diagrama esquemático junto a la placa electrónica del sistema. En tercer lugar, se realizan los diagramas del flujo del sistema y se modelan los componentes seleccionados. Finalmente, se diseña la interfaz de usuario

4.1 Cálculos iniciales para el diseño

En esta sección se describen los cálculos de presión y flujo necesarios para el diseño del ventilador mecánico a presión negativa. Con los resultados obtenidos se desarrollará el diseño mecánico; es decir, dimensionamiento del *impeller* y el motor junto a su controlador a utilizar.

4.1.1 Cálculo de generación de presión y flujo

La presión, el flujo y el volumen que llegan a nuestros pulmones son esenciales para llevar a cabo el ciclo respiratorio. Este proceso se compone de dos fases: una inspiratoria, en la que los pulmones se llenan de aire, y una espiratoria, en la que los pulmones expulsan el aire. De acuerdo con los parámetros establecidos al principio de este documento, es necesario generar presiones máximas en el rango de -40 cmH₂O a 40 cmH₂O.

Una persona sana realiza de 12 a 15 respiraciones por minuto, con un volumen corriente de 500 ml, lo que da como resultado un flujo de aproximadamente 6 a 7 litros por minuto. En contraste, una persona con EPOC, cuya condición varía según la gravedad, puede llegar a tener de 25 a 35 respiraciones por minuto y experimenta una notable disminución en su volumen corriente. Por tanto, el uso de un ventilador mecánico es necesario para compensar esta deficiencia respiratoria.

Las diferencias en las características del sistema tórax-pulmón hacen que la presión en la coraza no sea idéntica a la generada en el pulmón, pero el cambio de volumen es similar en ambos. Además, Hayek Medical recomienda que la presión transpulmonar no supere los 15 cmH₂O al final de la inspiración y 2 cmH₂O al final de la espiración. De la Ecuación 4.1, podemos encontrar la relación entre la presión transpulmonar, la presión alveolar y la presión pleural.

$$P_t = P_{alv} - P_{pl} \dots\dots\dots 4.1$$

donde P_t (cmH₂O) es la presión transpulmonar, P_{alv} (cmH₂O) es la presión alveolar y P_{pl} (cmH₂O) es la presión pleural.

Siguiendo la referencia de Hayek Medical, se considerará una presión de 15 cmH₂O al final de la inspiración y 2 cmH₂O al final de la espiración, reemplazando estos valores en la Ecuación 4.1, se tiene que la presión pleural es de -35 cmH₂O en la inspiración. Análogamente para la espiración, se tiene una presión alveolar de 20 cmH₂O y una presión transpulmonar de 2 cmH₂O, reemplazando en la Ecuación 4.1, se tiene que la presión pleural es 18 cmH₂O. La Figura 4.1 muestra una relación entre la presión pleural y el volumen generado en el pulmón.

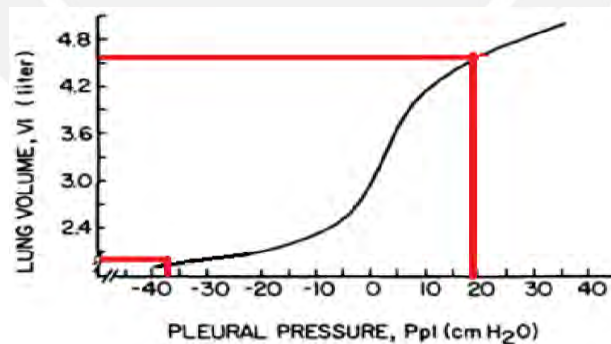


Figura 4.1. Gráfica de presión pleural vs Volumen del pulmón (*“Mathematical Model of Chest Wall Mechanics”*. Ben-haim y Saidelt, 1990)

Con los valores obtenidos de presión pleural, tenemos que para 18 cmH₂O se genera un volumen de 4.6 litros y para -35 cmH₂O se genera un volumen de 1.2 litros aproximadamente.

De los datos de volúmenes obtenidos junto a los tiempos inspiratorios y espiratorios entre 2 a 6 segundos, se requiere generar un caudal máximo de 2.3 litros por segundo.

4.2 Diseño mecánico

El subsistema de potencia está conformado por el *impeller* y motor que generan la fuerza de succión a través de la coraza para expandir y contraer el tórax. Se abordará el diseño del *impeller* mediante las ecuaciones que rigen el estudio de las turbomáquinas. Se utilizará la velocidad específica como parámetro para seleccionar el motor y su controlador. Por último, se identificará el filtro electrostático más apropiado para prevenir la entrada de contaminantes al paciente.

4.2.1 Diseño del *impeller*

Con el fin de generar mayor presión que flujo, se optará por un *impeller* centrífugo con alabes curvados hacia adelante, conocidos por su bajo costo de fabricación y su capacidad para mantener el fluido limpio (Ontaneda,2015). Para el diseño del *impeller*, se seguirán las pautas de diseño de rodetes de un ventilador centrífugo según las directrices del autor Roberto Ontaneda (2015). Se considerarán tres elementos fundamentales: caudal, presión y velocidad específica, esta última dependiente de la presión estática. Considerando los valores hallados anteriormente se tomará en cuenta un caudal máximo de 3 litros por segundo, una presión máxima de 100 cmH₂O y un rango de velocidad específica entre 10 y 20.

La velocidad específica es un valor adimensional que brinda información del ventilador en función del caudal, altura manométrica, y la velocidad angular del motor. La velocidad específica (N_s), se calcula según la Ecuación 4.2

$$N_s = \frac{\sqrt{Q} \times n}{H^{\frac{3}{4}}} \dots\dots\dots 4.2$$

donde Q (m³/s) es caudal, n (RPM) es la velocidad angular del motor y H (m) es la altura manométrica. La altura manométrica se calcula con la Ecuación 4.3

$$H = \frac{\Delta p_{\text{resion}}}{\rho_{\text{aire}}} \dots\dots\dots 4.3$$

donde la variación de presión se encuentra el kPa y la densidad del aire en kg/m³

La presión a la entrada del ventilador es la atmosférica (101325 Pa) y a la salida del ventilador es la 100 cmH₂O (9806.65 Pa). La densidad del aire a temperatura ambiente es de 1.23 kg/m³. Reemplazando estos valores en la Ecuación 4.3, tenemos que la altura manométrica es de 74.4 m. Con la altura manométrica obtenida, se reemplaza en la Ecuación 4.2 para obtener los rangos de velocidad angular (n).

$$4625.32 \leq n \leq 9250.64$$

El cálculo de la velocidad específica depende de la velocidad angular, por lo que se considerará un motor *brushless* comercial de 5600 rpm, el cual será utilizado para el dimensionamiento del *impeller*. Reemplazando los valores en la Ecuación 4.2 tenemos que la velocidad específica es de 12.11. El diámetro interior (D_{int}) del *impeller* se encuentra en función del caudal que se generara, el cálculo se realiza con la Ecuación 4.4

$$D_{\text{int}} = \sqrt[3]{\frac{Q}{n}} \dots\dots\dots 4.4$$

donde Q(m³/min) es el caudal, n(RPM) es la velocidad angular del motor.

Reemplazando los valores en la Ecuación 4.4 se tiene un diámetro interior de 0.032 m o 32 mm. El diámetro exterior (D_{ext}) se encuentra en función de la velocidad específica a la salida del alabe, el cálculo se realiza con la Ecuación 4.5

$$D_{\text{ext}} = \frac{D_{\text{int}} \times 60}{N_s} \dots\dots\dots 4.5$$

Reemplazando los valores en la Ecuación 4.5 se tiene un diámetro exterior de 0.158 m o 158 mm. El número de alabes del rodete (Z) se encuentra en función del diámetro interior y exterior, el cálculo se puede definir con la Ecuación 4.6

$$Z \geq \left(\frac{D_{\text{ext}} + D_{\text{int}}}{D_{\text{ext}} - D_{\text{int}}} \right) * \pi \dots\dots\dots 4.6$$

donde Z es el número de álabes, D_{ext} (mm) es el diámetro exterior y D_{int} (mm) es el diámetro interior. Reemplazando los valores obtenidos en la Ecuación 4.6 se obtiene el valor de 5 como número de álabes óptimo. El ancho de los álabes (b_1) se calcula según la Ecuación 4.7

$$b_1 = \frac{D_{interior}}{4} \dots\dots\dots 4.7$$

Reemplazando en la Ecuación 4.7 se obtuvo un ancho de alabe de 8 mm. Con las dimensiones halladas anteriormente se realizó el modelado 3D del *impeller*, además se diseñó un acople directo, recomendado por Maxon motor, que permite la conexión entre motor e *impeller*. La Figura 4.2 muestra la vista isométrica del *impeller*.

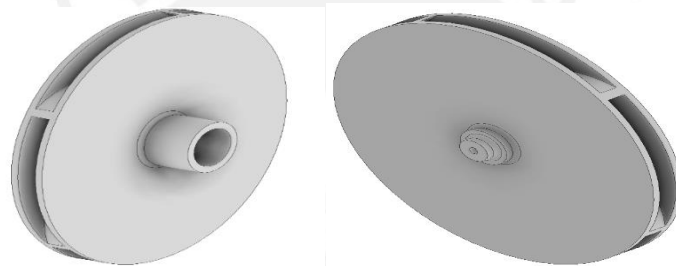


Figura 4.2. Vista isométrica del *impeller*.

4.2.2. Selección del motor de potencia y controlador




En la etapa de potencia se necesita saber cuánta energía consume el ventilador. Con el caudal y la presión halladas anteriormente se puede calcular dicha potencia (P_v). Un cálculo aproximado de la potencia de los ventiladores de aire con bajo caudal se presenta en la Ecuación 4.8 (Pezo, 2015):

$$P_v = \frac{Q \times \rho \times H}{76 \times n} \dots\dots\dots 4.8$$

donde Q (m^3/s) es el caudal, ρ (kg/m^3) es la densidad del aire, H (m) altura manométrica, n es la eficiencia. Para el caso de la eficiencia se eligió de 0.6 debido a que los comerciales mostraban esos rangos. Reemplazando en la Ecuación 4.8, se obtiene una potencia de 0.01 HP ~ 8 W

La selección del motor y su controlador se basa en la potencia, el rendimiento y la velocidad angular. A partir de los cálculos previos, se necesita un motor con una potencia de al menos 8 W y una velocidad angular nominal de diseño de 5600 rpm. La Tabla 4.1 compara diferentes motores para esta selección.


Tabla 4.1 *Característica de motores*

Proveedor	Maxon motor ibérica S.A.U.	Digikey	Digikey
Fabricante	Maxon motor ibérica S.A.U.	Seed Technology Co., Ltd	NMB Technologies Corporation
Modelo	 ECX torque 22L Ø22	 Emax XA2212	 BLDC24P16A
Tensión de alimentación	12V	8-12V	24V
Corriente nominal	4.15 A	9.5-15.1 A	0.75A
Velocidad en el vacío	6690 rpm	6960 rpm	7800 rpm
Velocidad angular nominal	5610 rpm	5470 rpm	6040 rpm
Potencia	45 W	76-181.2 W	12W
Rendimiento	86%	80%	79%
Peso	162g	60g	55g

Nota. Maxon motor, Digikey

Se eligió el motor ECX Torque 22L Ø22 con sensores de efecto Hall debido a su potencia adecuada en comparación con otros motores, cumpliendo con los requisitos necesarios. Además, su velocidad angular nominal se ajusta a la velocidad de diseño, y ofrece un alto rendimiento en comparación con sus contrapartes. Para el control efectivo del motor, el fabricante recomienda el controlador EPOS4 Compact Module 24/1.5 CAN, que permite la conectividad con otros microcontroladores a través del puerto RS232. Las características del controlador se detallan en la Tabla 4.2.

Tabla 4.2 *Características del controlador ESCON Module 24/2*

Proveedor	Maxon motor ibérica S.A.U.
Fabricante	Maxon motor ibérica S.A.U. EPOS4 Compact Module 24/1.5 CAN
Modelo	
Tensión de alimentación (VCC)	10V-24V
Tensión de salida	0.9*VCC
Corriente de salida	1.5-4.5 A
Frecuencia de reloj del PWM	100kHz
Rendimiento	89%
Comunicación	USB 2.0/3.0, RS232, CAN, ETHERCAT
Peso	58 g


Nota. Maxon motor

4.2.3. Selección de válvula unidireccional

Las válvulas unidireccionales son componentes que permitirán que el fluido se desplace en una sola dirección, además serán utilizadas para evitar los golpes de arietes y así proteger el motor. El sistema trabaja con bajas presiones menores de los 40 cmH₂O, por lo que se decidió el uso de la válvula serie VNR-238-3/8 de la marca Camozzi ya que brinda una presión mínima de 0.02 bar y una máxima de operación de 25 bar.

La Tabla 4.3 muestra la característica de la válvula unidireccional.

Tabla 4.3. Características de la válvula unidireccional.




Proveedor	Camozzi
Fabricante	Camozzi
Modelo	 Serie VNR-238-3/8
Presión mínima de operación	20 cmH ₂ O
Presión máxima de operación	25493 cmH ₂ O

Nota. Camozzi

4.2.4. Selección del filtro electroestático

El filtro electroestático permite mantener el aire limpio y libre de agentes contaminantes, en los sistemas de ventilación. Para la selección de un filtro de este tipo se considera la alta eficiencia, el tamaño de la partícula como el polvo (1 a 100µm), el volumen corriente y el espacio muerto que posee cada filtro, esta característica es un factor muy importante en la ventilación ya que, a un mayor número de este, la ventilación alveolar que recibe el paciente es menor. La Tabla 4.4 muestra una comparativa entre los filtros electroestáticos.

Tabla 4.4 Características de los filtros HMEF comerciales

Proveedor	HSI Medical	Oxígenos y derivados	Propato
Fabricante	HSI Medical	Intersurgical	Hand
Modelo	HMEF 	Inter-Therm™ HMEF 	HMEF 
Volumen corriente	300-1500 ml	>180 ml	150-1500ml
Eficiencia	99.999%	99.998%	99.999%
Espacio muerto	90 ml	57 ml	40 ml
Tamaño de partícula	0.5 µm	0.5 µm	0.5 µm

Vemos que todos filtros electroestáticos poseen similares características tanto como en el rango de volumen corriente, eficiencia y tamaño de la partícula; sin embargo, el filtro HMEF

de la marca Hand tiene un espacio muerto menor comparado con las otras alternativas por lo que fue el seleccionado.

4.2.5 Diseño de la estructura del ventilador pulmonar.

La carcasa del ventilador cuenta con dos partes. Por un lado, se tiene la caja de la estructura que posee dos divisiones para soportar los componentes del sistema y para evitar amplificación de las vibraciones se revestirán de caucho, en el intermedio de estas, se encontrara el *impeller*. Sus dimensiones son de 30 cm de largo, 20 cm de alto, 30 cm de ancho y posee un espesor de 1mm para disminuir el peso. Posee 1 agujero en la cara frontal por donde ingresa el tubo corrugado que conecta la coraza con el ventilador, 4 agujeros de diámetro de 5 mm en las esquinas de la cara superior para atornillar la estructura con la tapa y en el lado derecho posee 4 agujeros de 8.5 mm para poder sujetar las bisagras con el fin de abrir la tapa. La Figura 4.3 muestra la vista isométrica de la caja.

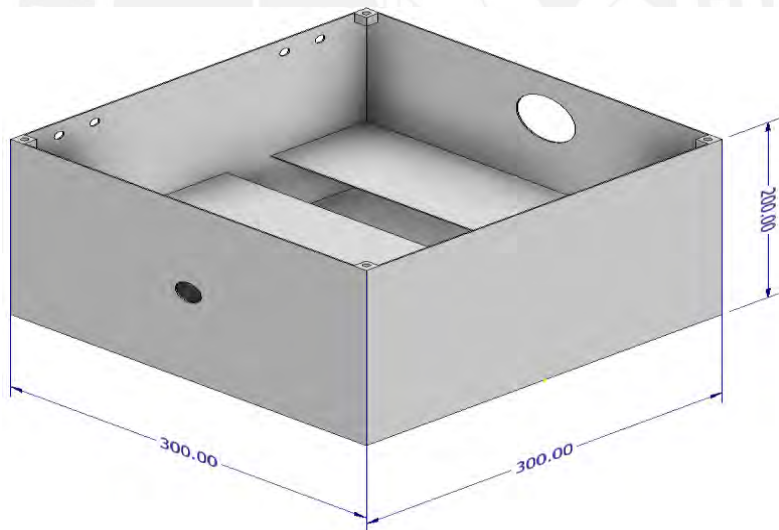


Figura 4.3. Vista isométrica de la caja de la estructura

Por otro lado, tenemos la tapa que servirá como cierre de la estructura, sus dimensiones son 30 cm de largo, 30 cm de ancho y un espesor de 1mm, además, posee 4 agujeros de 5 mm en las esquinas para unir la tapa con la estructura, 4 agujeros de 8.5 mm para ensamblar las bisagras y 2 agujeros adicionales para colocar el buzzer y el botón de emergencia. La Figura 4.4 muestra la vista isométrica de la tapa de la estructura.



Figura 4.4. Vista isométrica de la tapa de la estructura

4.2.6 Estructura del ventilador

El ensamble de la estructura del ventilador se da mediante unión atornilladas entre la tapa y la caja, además para ajustar ambos componentes será necesario el uso de tuercas. Los tornillos por utilizar son Allen M6 x 16mm para la unión de las bisagras y M5 x 20mm en las esquinas superiores para el cierre completo de la estructura. La Figura 4.5 muestra la vista isométrica de la estructura del ventilador.

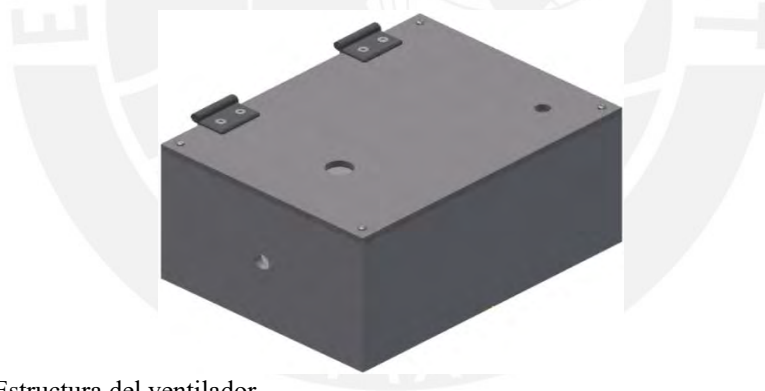


Figura 4.5. Estructura del ventilador

4.2.7 Ensamblaje del subsistema de potencia

Con el *impeller* diseñado, se realizó el ensamble del sistema de potencia. Para el dimensionamiento del motor, los datos fueron obtenidos de la hoja de datos del fabricante, además se consideró una carcasa protectora, donde se albergará los componentes del sistema de potencia. El ensamble se da mediante el acople de potencia que posee el *impeller*. La Figura 4.6 muestra el ensamble del subsistema mecánico y la posición en que se encuentra dentro de la estructura.

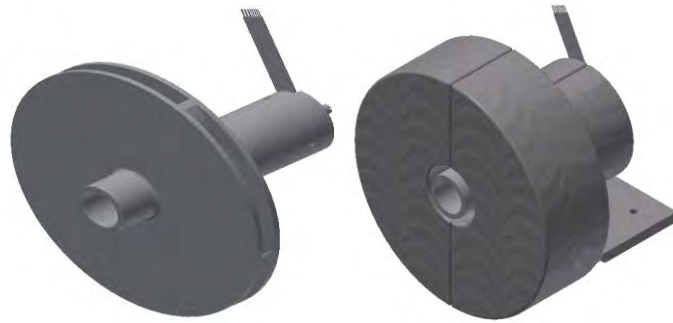


Figura 4.6. Ensamblaje del subsistema de potencia/Ensamblaje del subsistema de potencia con carcasa

Este ensamblaje se encontrará en el interior de la estructura ensamblada del ventilador, específicamente, atornillada a la caja del ventilador. La Figura 4.7 muestra la posición del subsistema de potencia dentro de la estructura



Figura 4.7. Posicionamiento del subsistema de potencia

4.3. Diseño electrónico y eléctrico

El diagrama de bloques (Anexo 2) muestra las diferentes relaciones y conexiones del sistema. Este diagrama ayudará a la selección y comparación de los componentes eléctricos y electrónicos según su función y sus características técnicas más relevantes.

4.3.1. Componentes electrónicos y eléctricos

Los componentes electrónicos del sistema son los encargados de brindar información y regular el paso de presión y flujo hacia el paciente. En esta sección se presentarán las principales alternativas comerciales que se tienen sobre estos componentes.

Selección de válvula solenoide

Las válvulas solenoide son los componentes usados para controlar el flujo y la presión que le debe llegar al paciente debido su bajo tiempo de respuesta y poca potencia de consumo. La selección viene dada, principalmente, por el tiempo de respuesta y la presión máxima de funcionamiento que, según nuestros requerimientos es de 40 cmH₂O . La Tabla 4.5 muestra las características de 3 válvulas solenoides comerciales.

Tabla 4.5 Característica de las válvulas solenoides comerciales

Proveedor Fabricante	Camozzi Camozzi	Festo Festo	AMAZON Plum Garden
Modelo	Series CFB-D22F-W1-B82 	VZWD 	2V025-1/4-12VDC 
Tensión de funcionamiento	12 VDC-24VDC	24VDC	12VDC
Tiempo de respuesta	<15 ms	<18 ms	<20 ms
Presión de funcionamiento	0-22433.8 cmH ₂ O	0-91774.5 cmH ₂ O	0-12236.6 cmH ₂ O
Temperatura de funcionamiento	-10°C ~ +140°C	-10°C ~ +80°C	-10°C ~ +80°C

A partir de la comparación de la Tabla 4.2, se determinó que la válvula solenoide más apropiada es la del fabricante Camozzi, debido a que la presión máxima se encuentra dentro del rango de presión de funcionamiento y posee un menor tiempo de respuesta para la abertura, lo cual son dos parámetros importantes dentro de la ventilación mecánica.

Circuito de conexión y diagrama esquemático para la válvula solenoide

La conexión de este tipo de válvulas al microcontrolador se hace mediante un módulo relé, ya que son normalmente cerradas (NC) y necesitan de una excitación de voltaje para poder abrirlas y dejar pasar el fluido. En la Figura 4.8, se muestra el diagrama de bloques de conexión para esta válvula.

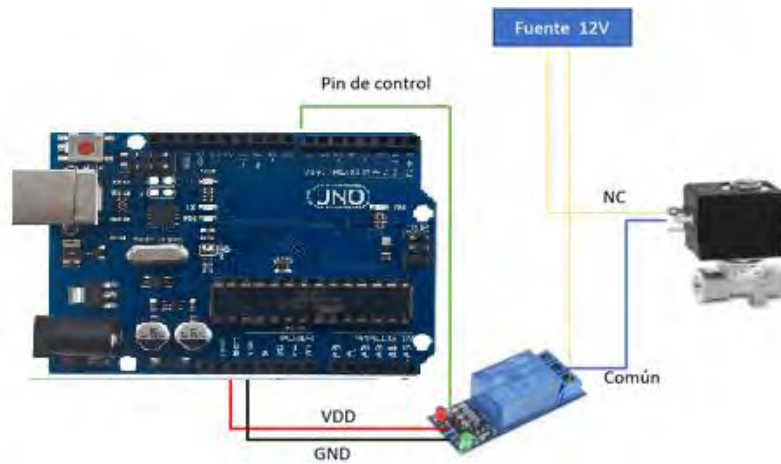



Figura 4.8. Diagrama de bloques para válvula solenoide.

El módulo relé es una pequeña placa que engloba todo el circuito de conexión que se realiza para controlar la válvula solenoide, está compuesto de uno o varios relés, resistencias, diodos y transistores. En la Tabla 4.6 se muestra las características del módulo relé de un canal que es comúnmente usado en válvulas de solenoide junto a microcontroladores como Arduino.

Tabla 4.6 Características del módulo relé de un canal.

Proveedor	Naylamp Mechatronics
Fabricante	Songle
Modelo	módulo relé 1ch 5vdc 
Voltaje de operación	5 VDC
Señal de control	3.3V o 5V
Capacidad Max	10A/250VAC, 10A/30VDC
Tiempo de acción	10 ms / 5 ms
N.º de relés o canales	1 canal

Nota. Naylamp Mechatronics

En la Figura 4.9 se muestra el diagrama esquemático del módulo relé. A través de uno de los pines del microcontrolador se enviará la señal que permitirá conmutar el relé y así se enviará el voltaje de excitación para abrir la válvula solenoide.

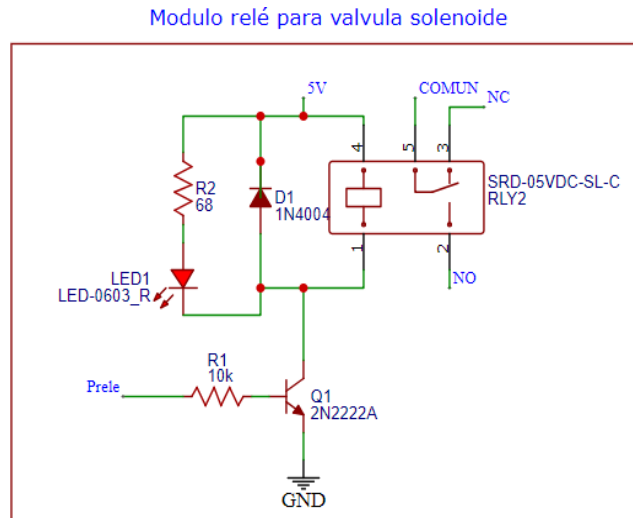


Figura 4.9. Diagrama esquemático del módulo relé para válvula solenoide

La Figura 4.10 muestra el diagrama esquemático de conexión de la válvula solenoide, estará alimentada por un voltaje de 12 V provenientes de un regulador y estará conectada al pin común del relé.

Conexion de la valvula solenoide

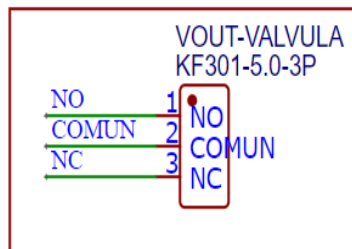





Figura 4.10. Diagrama esquemático de la válvula solenoide

Selección de sensor de presión

El sistema de ventilación genera presiones máximas entre de $-40 \text{ cmH}_2\text{O}$ durante la inspiración y $40 \text{ cmH}_2\text{O}$ durante la espiración. Por este motivo, el principal requisito de los sensores de presión es poder medir dichos valores. Para medir la presión se usará un transmisor de presión ya que cuenta con un amplificador de señal que envía señales estandarizadas de 0 a 10V. La Tabla 4.7 muestra la comparativa entre los sensores de presión.

Tabla 4.7 Características de los sensores de presión

Proveedor	GAVASA	INDUSTRIALES ANDES SAS	AUTOMAQ CORPORATION
Fabricante	WIKA	WAYSER PCM300	SENDO SS305
Modelo	A-10 		
Tensión de alimentación	8-30 VDC	12-24 VDC	9-30 VDC
Rangos de presión	0-51 cmH2O	0 -61 cmH2O	0-81 cmH2O
Corriente de salida	4 – 20 mA	4 – 20 mA	4 – 20 mA
Precisión	±0.25%	±0.5%	±0.5%
Grado de protección	IP65	IP65	IP65

A partir de la comparación de la Tabla 4.5, se determinó que el sensor de presión más adecuado es el modelo del fabricante WIKA debido a que el rango de presión en el que se puede trabajar es el menor y por lo tanto influiría en el precio. Además, brinda una corriente de salida entre 4-20 mA el cual es proporcional a la presión que se tiene dentro de la coraza y posee una precisión de medición del $\pm 0.25\%$.

Circuito de conexión y diagrama esquemático para el transmisor de presión

La conexión de estos sensores se realiza directamente hacia el microcontrolador, siempre y cuando se cumpla, con el voltaje de alimentación que este requiere. La Figura 4.11 muestra un diagrama de bloques de conexión para este sensor.



Figura 4.11. Diagrama de bloques para transmisor de presión.

El transmisor de presión recibe como entrada un voltaje de 12V y brinda como salida un rango de voltajes entre 0-10 V dependiendo del valor medido por este. Debido a que los valores de las presiones obtenidas son pequeñas, se le añadió un amplificador no inversor para que el

voltaje enviado pueda ser leído a través de uno de los pines del microcontrolador. La Figura 4.12, muestra el diagrama esquemático del componente de presión.

Amplificador de voltaje de la salida de presión

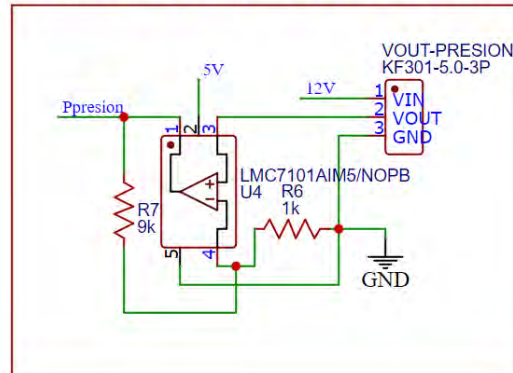





Figura 4.12. Diagrama esquemático del sensor de presión

Selección de módulo de conexión con el controlador del motor

El controlador del motor presenta 4 tipos de conexiones, RS232, CAN, ETHERCAT y USB los cuales le permite comunicarse con el microcontrolador. La Tabla 4.8 muestra las características del módulo.

Tabla 4.8 Características del módulo RS232

Proveedor	Naylamp Mechatronics	Naylamp Mechatronics	
Fabricante	Maxim integrated	Bosch	
Modelo	 Modulo MAX3232	 MÓDULO CAN MCP2515	 MÓDULO CP2102
Tensión de alimentación	3V-5.5V DC	5V DC	3.3 V-5V DC
Comunicación	Serial UART	SPI	Serial UART
Velocidad de transmisión	120 kbps máx.	10 Mbps	12Mbps

Se eligió el módulo MAX3232 ya que es un puerto serial usado con el controlador del motor EPOS4 Compact Module 24/1.5 CAN y además posee una comunicación como el UART, la cual es sencilla de configurar.

Circuito de conexión y diagrama esquemático del sensor de flujo

La conexión de este módulo se realiza directamente con el microcontrolador, siempre y cuando se cumpla con los parámetros de comunicación por UART y la alimentación respectiva. La Figura 4.13 muestra el diagrama de bloques de conexión.

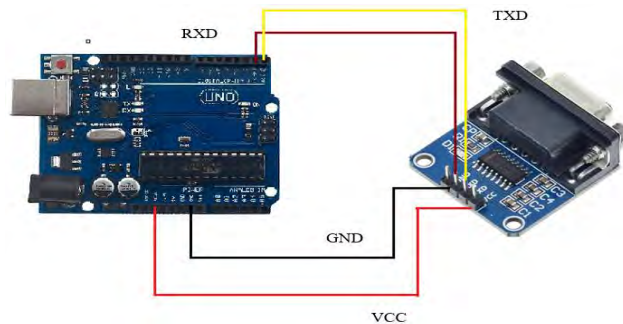


Figura 4.13. Diagrama de bloques para el módulo RS232.

En la Figura 4.14 se muestra el diagrama esquemático del módulo RS232. Este módulo se encuentra alimentado por un voltaje de 5V presentes en el microcontrolador, para realizar la comunicación UART se conectan los pines de transmisión y recepción del módulo a los pines correspondientes del microcontrolador.

Circuito de conexión RS232

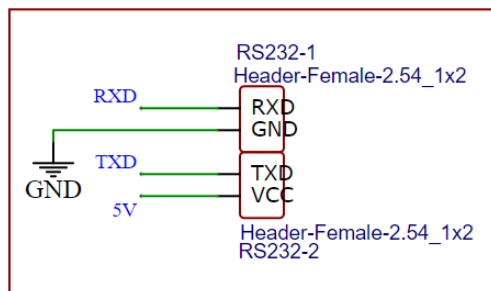




Figura 4.14. Diagrama esquemático del módulo RS232.

Selección de microcontrolador

Uno de los componentes más importantes de un sistema es el microcontrolador, es el encargado de recibir las señales, procesarlas y generar las salidas correspondientes. Uno de los requerimientos que debe tener el controlador, es la comunicación serial mediante SPI e I²C, debido a que los componentes seleccionados tienen este tipo de comunicación. De igual manera, se requiere tanto entradas/salidas analógicas como digitales para enviar y recibir

señales, además, para realizar una rápida implementación se requiere que el microcontrolador sea de uso común con librerías disponibles. La Tabla 4.9 presenta un comparativa en los microcontroladores.

Tabla 4.9 *Características de los microcontroladores.*

Proveedor	Arduino LLC	Arduino LLC
Fabricante	Arduino LLC	Arduino LLC
Microcontrolador		
	Arduino UNO	Arduino Mega 2560
Voltaje de operación	5V	5V
Velocidad de reloj	16MHz	16MHz
SRAM	2KB	8KB
EEPROM	1KB	4KB
Pines I/O digitales	14	54
Pines I/O analógicos	6	16
Voltajes adicionales	3.3V	3.3V
Corriente continua por pin E/S	20mA-50mA	20mA-50mA
Comunicación serial	UART, SPI e I2C	UART, SPI e I2C
Costo	S/. 60.00	S/. 135.00

Nota. Naylamp Mechatronics

De la Tabla 4.10, vemos que los dos microcontroladores seleccionados tienen características similares. El Arduino MEGA 2560 posee una mayor cantidad de memoria SRAM Y EEPROM; sin embargo, tiene un mayor costo y es de mayor cantidad de pines por lo que es de mayor tamaño. Por otro lado, las memorias del Arduino UNO poseen suficiente espacio para el control de presión y flujo, además son de bajo costo y de menor cantidad de pines por lo que posee un menor tamaño lo que facilitaría realizar una placa más compacta y pequeña. Por lo que el microcontrolador seleccionado es el Arduino UNO.

Diagrama esquemático del microcontrolador

La Figura 4.15 muestra el diagrama esquemático del microcontrolador, se encuentra alimentado por un regulador que envía un voltaje de 5V, además se visualizan los pines a los que se encuentra conectado cada componente electrónico.

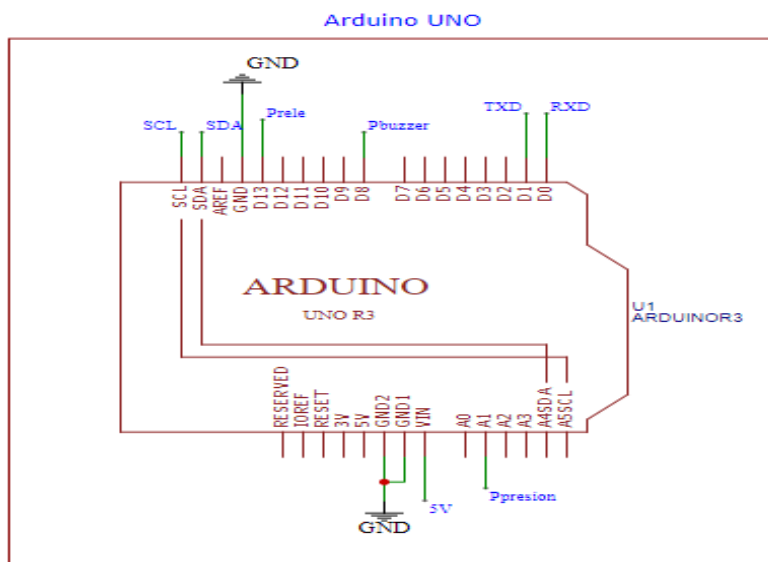


Figura 4.15. Diagrama esquemático del microcontrolador.

Selección de pantalla LCD

La pantalla LCD junto a los pulsadores son los componentes que permiten al usuario interactuar y proveer información operativa al sistema. Asimismo, se podrá visualizar la gráfica de presión que se tiene en el paciente y así el usuario pueda hacer un análisis de la evolución de este. La Tabla 4.10 muestra las características de las pantallas LCD.


Tabla 4.10 Comparación de las pantallas LCD

Proveedor	eBay	SainSmart	4dsystems
Fabricante	EastRising Technology	SainSmart	4dsystems
Modelo	ER-TFTM101-1	SainSmart 7	4DLCD-FT843
Tamaño	10.1"	7"	5"
Tensión de alimentación	3.3 V-5V	7-12V	3.3V
Corriente	750mA	640mA	440 mA
Comunicación	8080/6800 8-bit/16-bit Parallel, SPI, I2C	SPI, 8/16bit parallel bus interface	SPI
Tiempo de respuesta	15 ms	No especifica	45 ms
Area visual	226.40x128.70mm	154mmx86mm	95.04 x 53.86mm
Potencia estimada	3.75 W	7.68 W	1.32W

Se eligió la pantalla ER-TFTM101-1 debido a su tamaño de 10.1" para brindarle al médico una mayor visibilidad de la evolución del paciente y posee un tiempo de respuesta menor. Además, para evitar conexiones externas y sobrecargar los circuitos, se usará una placa externa llamada

“*shield*”, la cual es un circuito impreso que se coloca sobre el microcontrolador ampliando sus capacidades de la placa Arduino. El ER-AS-RA8875 es un *shield* diseñado para conectar la pantalla con el controlador RA8875. La Tabla 4.11 muestra las características del *shield*.

Tabla 4.11 Características del *shield* ER-AS-RA8875.

Proveedor	eBay
Fabricante	EastRising Technology Co., Limited
Modelo	
Tamaño	ER-TFTM101-1 101.60x53.34mm
Tensión de alimentación	5V
Compatibilidad	Arduino MEGA 2560-Arduino UNO

Nota. eBay

Potencia total del sistema

La fuente alimentación es la encargada de energizar todos los circuitos que componen nuestro sistema. Debido a que todos los componentes a utilizar son de corriente continua, se planea usar una fuente *switching*, la cual se le conectará una corriente alterna de 220 VAC-60Hz a la entrada para brindarnos a la salida corriente continua. La Tabla 4.12 presenta el voltaje y potencia requerida por todos los componentes seleccionados en las secciones anteriores.

Tabla 4.12 Resumen energético general.




Fuente	Componente	Potencia unitaria	Potencia total
5V	Sensor de flujo	0.6 W	9.45 W
	Pantalla LCD	3.75 W	
	Buzzer	0.15 W	
	Arduino Mega 2560	4.95 W	
12V	Transmisor de presión	0.06 W	109.06 W
	Válvula solenoide	19 W	
	Motor brushless	45 W	
	Controlador	45 W	

Selección de los circuitos de potencia

El uso de una fuente *switching* no será suficiente para alimentar todos los componentes del circuito, por lo que es necesario un regulador de 5 VDC que deba proveer 9.45 W y un regulador de 12 VDC que deba proveer 109.06 W. Los reguladores DC-DC “Step Down” nos

permite obtener voltajes menores en la salida con respecto a la entrada. El convertidor seleccionado es el modelo XL4016 y sus características se muestran en la Tabla 4.13.

Tabla 4.13 Características de los reguladores de voltaje.

Proveedor	Naylamp Mechatronics	Amazon	DigiKey
Fabricante	XLSEMI	YANMIS	MAGIC POWER
Modelo			
	XL4016	Yanmisp3fdtqryg	MPD -810H
Voltaje de entrada	8-40V	5-30V DC	10-30VDC
Voltaje de salida	1.25-36V	1.25-30VDC	5-12VDC
Eficiencia	94%	91%	70%
Potencia máxima	300W	150W	120W

Nota. Naylamp Mechatronics




Con el análisis de energía realizado anteriormente requerimos que el regulador seleccionado brinde una potencia de 109.06 W para 12 V y 9.45 W para 5V, por lo que el regulador más adecuado es el XL4016 por la eficiencia que posee y brinda un voltaje de salida de 1.25-36V y una potencia máxima de 300W.

Debido a que la eficiencia del regulador es del 94 %, el regulador de 5V debe brindar una potencia de 10.1 W a la entrada para obtener una potencia de 9.45 W a la salida. De igual manera, el regulador de 12V debe brindar 116.1 W para obtener 109.06 W a la salida. Por lo tanto, la fuente de alimentación debe proveer una potencia eléctrica total de 126.1 W, siempre y cuando todos los componentes operen de forma simultánea; sin embargo, es probable que la potencia requerida sea menor debido a que muchos de ellos no funcionan a la vez.

Selección de fuente *switching* y baterías

A partir de los componentes seleccionados para el sistema de ventilación se determinó que la fuente *switching* debe entregar un voltaje mayor a 12VDC y debe proveer una potencia de hasta 126.1 W. Además, se debe considerar la eficiencia de la fuente ya que de este factor dependen la potencia y voltaje de salida. La Tabla 4.14, muestra las características de la fuente conmutada seleccionada.

Tabla 4.14 *Características de la fuente switching*

Proveedor	Naylamp Mechatronics	Naylamp Mechatronics	Naylamp Mechatronics
Fabricante	WODE	WODE	WODE
Modelo	 S-250-24	 S-250-12	 S-250-48
Potencia máxima de salida	250 W	250W	250W
Voltaje de salida	24 V	12 V	48V
Voltaje de entrada	100-120Vac ~ 200-240VAC 50/60Hz.	200-240VAC 50/60Hz.	200-240VAC 50/60Hz.
Corriente	10A	20A	5A
Eficiencia	83%	81%	83%

Nota. Naylamp Mechatronics

Se decidió por el modelo S-250-24 que brinda 24 V y una corriente de 10 A debido a su eficiencia y la corriente que poseen. Además, la potencia que brinda es alrededor de los 207.5W, la cual es mayor a los 126.1 W requeridos por el sistema.




En el caso que la fuente conmutada deje de recibir energía de la fuente convencional, las baterías se encargaran de energizar el sistema, el tipo de baterías a utilizar es la batería de litio y polímero. Este tipo de baterías almacenan una gran de energía, además que ofrecen una tasa de descarga muy alta. La Tabla 4.15 muestra la energía total requerida por la batería.

Tabla 4.15 *Análisis energético para la batería*

Componente	Potencia de salida(W)	Potencia de entrada por la batería		Capacidad requerida	
		Voltaje de batería(V)	Corriente en la batería(mA)	Tiempo de funcionamiento (h)	Energía requerida en batería (mAh)
Pantalla LCD	3.75	14.8	253.38	1	253.38
Buzzer	0.15	14.8	10.14	1	10.14
Arduino UNO	4.95	14.8	334.5	1	334.5
Transmisor de presión	0.06	14.8	4.05	1	4.05
Válvula solenoide	19	14.8	1283.78	1	1283.78
Motor brushless	45	14.8	3040.54	1	3040.54
Controlador	45	14.8	3040.54	1	3040.54
Capacidad requerida				7966.93 mAh	

Con el análisis realizado anteriormente se usará una batería con una capacidad de 10Ah, además, para la selección se va a considerar la capacidad de carga y descarga, ya que indican la cantidad de energía almacenada máxima y liberada respectivamente. La Tabla 4.16 muestra las comparaciones de las baterías.

Tabla 4.16 Características de las baterías

Proveedor	Hobbyking	Alibaba	RC innovations
Fabricante	Turnigy	ZYE	U-TECH
Modelo	 Baterías LiPo	 ZYE0235	 UT15C4S10000
Capacidad de descarga	24C	25C	30C
Capacidad de carga	2C	1C	15C
Carga almacenada	10Ah	10Ah	10Ah
Peso	902 g	900 g	842g

El modelo UT15C4S10000 fue seleccionado debido a que posee la capacidad de carga y de descarga mayores, además poseen un bajo peso comparada con las anteriores y cumple con los 10Ah necesarios para poder tener una autonomía de 1 hora.

Diseño del circuito de conexión y diagrama esquemático de conmutación entre fuente switching y baterías

El circuito de conmutación entre fuente switching y baterías viene dada por un arreglo de diodos conectados en serie con cada una de las fuentes de alimentación. Los tipos de diodos a usar son los Schottky que poseen una baja caída de tensión directa. La Figura 4.16 muestra el circuito de conexión.

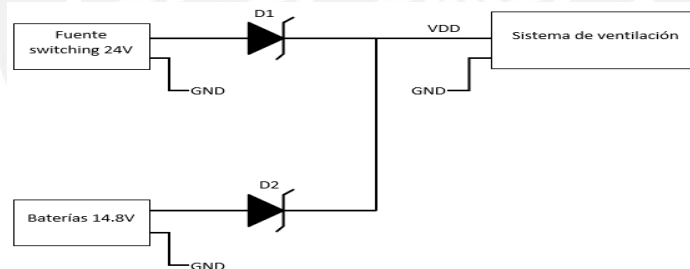



Figura 4.16. Circuito de conmutación entre fuente switching y baterías

Los diodos por utilizar deben soportar un voltaje inverso máximo según la fuente de alimentación que se encuentran conectada; es decir, 24V si el diodo se encuentra en serie con la fuente switching y 14.8 V si se encuentra en serie con las baterías, además de una corriente de 10 A para la fuente de 12V y 9 A para las baterías. La Tabla 4.17 muestra las características del diodo seleccionado.

Tabla 4.17 Características del diodo Shottky

Proveedor	Mouser electronics
Fabricante	Diodes Incorporated
Modelo	 SBR12A45SD1-T
Corriente máxima	12 A
Caída de voltaje	0.48 V
Voltaje inverso	45 V
Corriente de fuga	100 mA
Tiempo de recuperación	500 ns

Nota. Mouser electronics

El circuito de conmutación selecciona la fuente de alimentación entre el voltaje de la batería y el voltaje de la fuente utilizando diodos. Cuando la fuente switching está activa, proporciona 24 V al sistema; en caso contrario, las baterías suministran 14.8 V. La Figura 4.17 muestra el diagrama esquemático de conmutación.



Figura 4.17. Diagrama esquemático de conmutación

4.3.2 Diagrama de bloques con componentes seleccionados

Después de haber realizado la selección de los componentes eléctricos y electrónicos, se presenta el diagrama de bloques del sistema (Anexo 3), que muestra la conexión de los componentes seleccionados y como interactúan entre cada uno de ellos.

4.3.3 Diagrama esquemático del sistema electrónico y eléctrico

El diagrama esquemático general del sistema (Anexo 4) se encuentra alimentado por el voltaje de conmutación entre las baterías y fuente switching, luego este voltaje pasará a los reguladores DC-DC para obtener 12 V y 5V para alimentar a los componentes electrónicos y al microcontrolador. Finalmente, se cuentan con los esquemáticos del interruptor de encendido, del buzzer y el de botón de emergencia.

4.3.4 Placa electrónica

La placa electrónica (Anexo 5) de circuito impreso de una capa se diseñó para facilitar el ensamble de los componentes electrónicos. Este diseño fue realizado mediante el software EasyEda.

4.4. Diseño del subsistema de control

En esta sección se detallan el diagrama de bloques del concepto de solución óptimo del sistema. Posteriormente, se describen los diagramas del flujo del funcionamiento del sistema juntos a los modelamientos matemáticos de los componentes. Finalmente, se diseña la interfaz de usuario.

4.4.1 Diagrama de bloques del concepto de solución óptimo

El diagrama de bloques (Anexo 6) para la simulación del sistema ayudará a representar su funcionamiento a través del modelamiento matemático de cada uno de los elementos que lo componen. Se enviarán los patrones respiratorios correspondientes de cada modo ventilatorio para observar cómo estos afectan tanto al flujo, presión y volumen del paciente. Finalmente, se podrán observar sus respectivas gráficas las cuales se analizarán si coinciden con correspondiente patrón respiratorio establecido.

4.4.2 Diagramas de flujo

El diagrama de flujo general del sistema (Anexo 7) muestra el funcionamiento habitual del ventilador. En primer lugar, se verifica que el interruptor este encendido para realizar la configuración de ventilación. En segundo lugar, se selecciona el modo ventilatorio, se configuran los parámetros de acuerdo con el modo seleccionado. En tercer lugar, se realiza la configuración de la alarma colocando los parámetros máximos y mínimos. Finalmente, se evalúa si existe alguna operación defectuosa para presionar el botón de emergencia, si no, se continua con el proceso ventilatorio.

El diagrama de flujo de la función de seleccionar modo ventilatorio (Anexo 8) verifica que se haya seleccionado el modo en la pantalla y así poder tener una variable que nos retorna el botón.

El diagrama de flujo de la función ciclo de ventilación (Anexo 9) accionará el sistema, a través de los datos requeridos, luego se evalúa la presión requerida para iniciar la inspiración, en cambio, para la espiración dependerá del botón seleccionado ya que para algunos modos es pasiva y para otros lo realiza el sistema.

Lógica de control para la presión

El transmisor de presión seleccionado no presenta una comunicación especial para conectarse con el controlador a través de un pin de salida se envía el voltaje según la Figura 4.18.

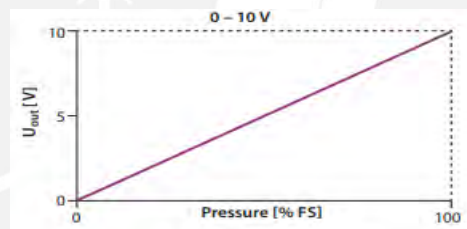


Figura 4.18. Relación de presión vs voltaje

La Ecuación 4.9 muestra la relación de conversión para el cálculo de voltaje según la presión generada.

$$V_{out} = \frac{\text{Presión aplicada}}{\text{rango de presiones}} \times 10V \dots\dots\dots (4.9)$$

La Figura 4.27 muestra la lógica de control para la presión.

4.4.3 Modelamiento del motor *brushless* DC

Se buscó determinar un modelo con buena aceptación y sencillo para el motor *brushless* por lo que se seleccionó un sistema de segundo orden comúnmente usado en los motores DC, debido a que el modelo matemático de los motores *brushless* no difieren totalmente del modelo convencional de los motores DC. Las diferencias afectan directamente a las constantes

eléctricas y mecánicas del sistema. El modelo matemático viene representado por la Figura 4.19.

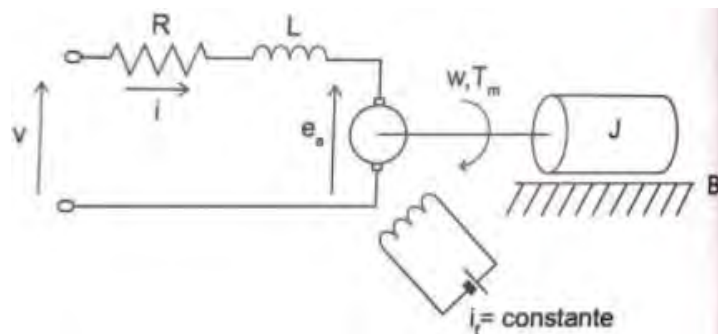


Figura 4.19: Modelo electromecánico. Tomado de “Diseño de un sistema de control realimentado tipo servo para un modelo electromecánico”. I. Erazo, B. Chere y J. Anchundia. Ecuador (2022)

La armadura del motor se modela como un circuito RL que representa la bobina de la armadura alimentada por una fuente de voltaje $v(t)$ y una fuerza contraelectromotriz $E_a(t)$ generada por la velocidad de giro del motor, lo que conduce a la Ecuación 4.9.

$$0 = v(t) - R_a * i(t) - E_a(t) - L_a \frac{di}{dt}$$

$$0 = v(t) - R_a * i(t) - K_e * w(t) - L_a \frac{di}{dt} \dots\dots\dots 4.9$$

Donde $v(t)$ es el voltaje en la armadura, R_a es la resistencia en la armadura, $i(t)$ es la corriente en la armadura, $E_a(t)$ fuerza contraelectromotriz, L_a es la inductancia en la armadura, K_e es Constante de fuerza electromotriz y $w(t)$ es la velocidad angular.

Aplicando la transformada de Laplace a la Ecuación anterior y reordenando los términos podemos hallar la corriente que viene representada por la Ecuación 4.10 y se encuentra en función del voltaje y la velocidad angular.

$$I(s) = \frac{V(s) - K_e * W(s)}{R_a + L_a * s} \dots\dots\dots 4.10$$

La parte mecánica del modelo viene representado por el movimiento del rotor que entrega la potencia mecánica al eje. De la interacción con el campo magnético y tratar de vencer la fricción viscosa proporcional a la velocidad angular, se ejerce sobre el motor un torque $T_m(t)$

que es directamente proporcional a la corriente inducida, La Ecuación 4.11 representa modelo del subsistema mecánico.

$$J \frac{dw(t)}{dt} = Tm(t) - B * w(t)$$

$$J \frac{dw(t)}{dt} = Kt * i(t) - B * w(t) \dots\dots\dots 4.11$$

Donde J es el momento de inercia del rotor, Tm(t) es el torque del motor, B es el coeficiente de fricción, w(t) es la velocidad angular, Kt es la constante de par y i(t) es la corriente en la armadura

Aplicando la transformada de Laplace a la Ecuación anterior y ordenando términos se tiene la función de transferencia que relaciona la velocidad angular con la corriente. La Ecuación 4.12 muestra la función de transferencia obtenida.

$$\frac{W(s)}{I(s)} = \frac{Kt}{J*s+B} \dots\dots\dots 4.12$$

Para poder obtener la función de transferencia entre voltaje y velocidad angular, se reemplaza la Ecuación 4.10 en la Ecuación 4.12 y reordenando los términos se obtiene la Ecuación 4.13.

$$\frac{w(s)}{v(s)} = \frac{Kt}{La \times J \times s^2 + (Ra \times J + La \times B) \times s + Ra \times B + Kt \times Ke} \dots\dots\dots 4.13$$

Con la selección del motor, se pudo obtener los valores de los parámetros anteriormente seleccionado, estos son mostrados en la Tabla 4.18.

Tabla 4.18. *Valores de los parámetros del motor seleccionado.*

Parámetros	Valores
Momento de inercia (J)	4.97e-7 kg.m ²
Fricción viscosa (B)	0.11e-3 N.m.s
Constante de fuerza electromotriz (Ke)	17e-3 V/rad/s
Constante de par (Kt)	17e-3 N.m/A
Resistencia en la armadura (Ra)	0.292 Ω
Inductancia en la armadura (La)	0.162e-3 H

Nota. Catálogo de Maxon motor

Una vez obtenido la función de transferencia y los parámetros del motor seleccionado se procedió a realizar el diagrama de bloques del motor que posee como entrada voltaje y como salida la velocidad angular. La Figura 4.20 muestra el diagrama de bloques del motor.

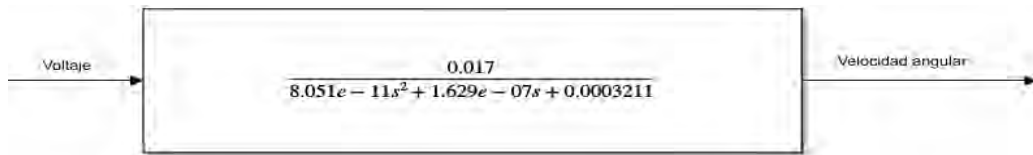


Figura 4.20. Diagrama de bloques del motor

Finalmente, se realizó la simulación de la respuesta en el tiempo del motor ante una entrada escalón de 12 V como se muestra en la Figura 4.21.

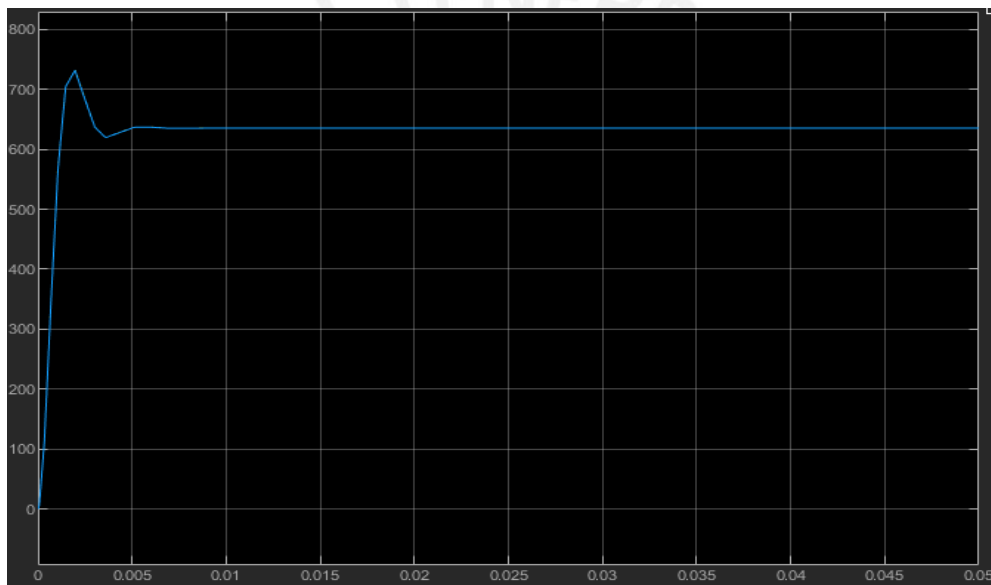


Figura 4.21. Simulación del motor. Velocidad angular (rad/s) vs tiempo (s)

Se realizó un análisis de los valores en estado estable de la onda de la velocidad angular en rad/s y en la simulación se obtuvo un valor de alrededor de los 635 rad/s con un error menor al 10% comparado con el que nos brinda la hoja de datos (alrededor de los 700 rad/s). Además, vemos que el motor tiene un tiempo de establecimiento muy rápido debido a que no posee cargas y posee sobre impulso alrededor del 15%.

4.4.3 Modelamiento del *impeller*

La Ecuación 4.14 obtenidas para la simulación del *impeller* son derivadas del estudio de la Ecuación de transporte de Reynolds y el triángulo de velocidades, los cuales son parte fundamental de los principios de las turbomáquinas.

$$H = -a_{h2} \times Q^2 - a_{h1} \times Q \times w + a_0 \times w^2 \dots\dots\dots 4.14$$

Donde H representa la altura manométrica, a_{h2} representa el coeficiente de pérdidas de torque por fricción, Q es el caudal, a_{h1} y a_{h0} son constantes que dependen de la geometría y el coeficiente de deslizamiento, las cuales vienen representadas por las Ecuaciones 4.15 y 4.16

$$a_{h1} = \sigma_s \left[\frac{r_2 \times \cot(\beta_2)}{g \times A_2} - \frac{r_1 \times \cot(\beta_1)}{g \times A_1} \right] \dots\dots\dots 4.15$$

$$a_{h0} = \sigma_s \left[\frac{r_2^2}{g} - \frac{r_1^2}{g} \right] \dots\dots\dots 4.16$$

Donde σ_s representa el coeficiente de deslizamiento, r_2 y r_1 son el radio de entrada y de salida del *impeller* respectivamente, A_1 y A_2 son el área de entrada y de salida del impulsor respectivamente, β_1 y β_2 son los ángulos de entrada y de salida del impulsor respectivamente y g es la gravedad.

El código del modelamiento matemático del *impeller* se encuentra en el anexo 11. Los valores de los parámetros del *impeller* fueron seleccionados según su geometría y se muestran en la Tabla 4.19.

Tabla 4.19. *Valores de los parámetros del impeller.*

Parámetros	Valores
Radio de la entrada del impulsor (r1)	0.016 m
Radio de salida del impulsor (r2)	0.079 m
Área de entrada del impulsor (area1)	0.001037 m ²
Área de salida del impulsor (area2)	0.008170 m ²
Angulo de entrada del impulsor (beta1)	155.6°
Angulo de salida del impulsor (beta 2)	10°
Coficiente de desplazamiento(fi)	0.5
Gravedad(g)	9.8 m/s ²
Coficiente de pérdidas de torque por fricción (ah)	7476.89kPa

El diagrama de bloques del *impeller* viene a ser representado por una ganancia, la cual depende del radio y área de entrada del impulsor. Esta ganancia recibe como entrada la velocidad angular del motor y tiene como salida el flujo que ingresa por el corrugado. La Figura 4.22 muestra el diagrama de bloques del *impeller* con los parámetros establecidos.

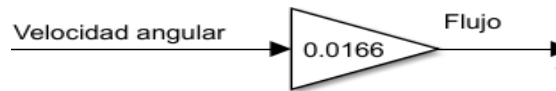


Figura 4.22. Diagrama de bloques del *impeller*

4.4.4 Modelamiento del corrugado y coraza

En primer lugar, se realizó el modelamiento del corrugado viene representado por una resistencia, la cual es constante. Esta genera una caída de presión hasta la llegada a la coraza y se calculó usando la ley de Poiseuille, la cual se encuentra definida por la Ecuación 4.17

$$R = \frac{8 \times \mu \times L}{\pi \times r^4} \dots\dots\dots 4.17$$

Donde μ es la viscosidad del fluido en Pa. s que pasa por el corrugado, L es la longitud del corrugado en metros y r es el diámetro del corrugado en metros.

Para hallar la resistencia se consideró un corrugado de 2m de largo y 35 mm de diámetro. La viscosidad del aire es de 0.018 mPa.s, reemplazando estos valores en la Ecuación 4.17, se obtiene una resistencia de 977.44 Pa que equivalen a 10 cmH₂O

Por otro lado, se realizó el modelamiento de la coraza, al ser considerada una coraza rígida esta no se deformará por lo que todo el efecto producido por la succión recaerá en el tórax, el cual presenta un *compliance* de 0.05 L/cmH₂O.

Finalmente, el sistema corrugado-coraza viene representado por el diagrama de bloques mostrados en la Figura 4.23, el cual tiene como entrada el flujo enviado por *impeller* y como salida la presión en el tórax.

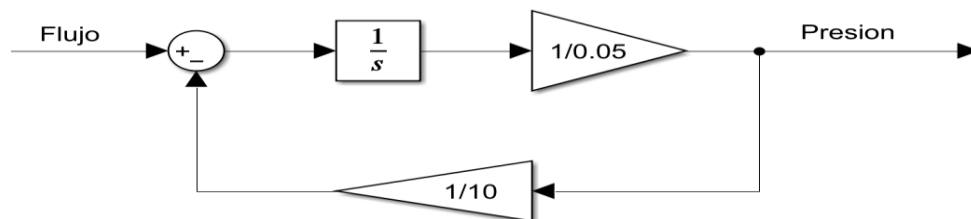


Figura 4.23. Diagrama de bloques del sistema corrugado-coraza

Finalmente se realizó la simulación de la respuesta en el tiempo para el sistema corrugado-coraza ante una entrada escalón unitario como se ve en la Figura 4.24

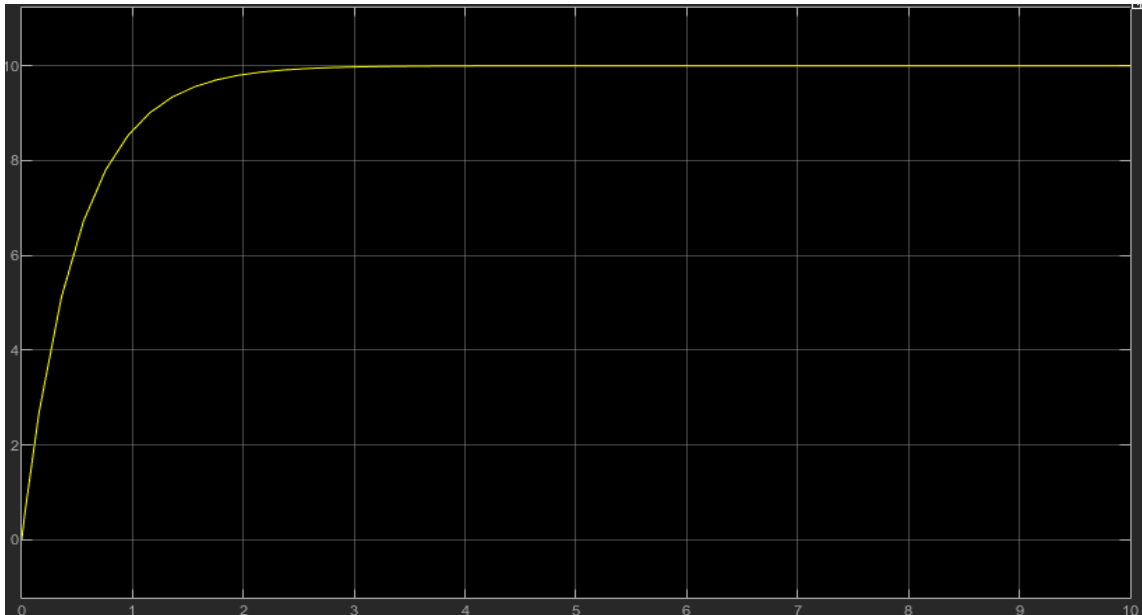


Figura 4.24. Simulación del sistema corrugado-coraza. Presión (cmH₂O) vs tiempo

Vemos que el sistema corrugado-coraza ante una entrada escalón tiene un comportamiento de primer orden, además por cada litro de flujo que envía el sistema, se genera alrededor de 10 cmH₂O. Asimismo, el tiempo de establecimiento es alrededor de los 2 segundos.

4.4.5. Diseño de la interfaz de usuario

La interfaz de usuario se basa principalmente en una pantalla táctil de once pulgadas, una perilla selectora y pulsadores que ayudaran a variar los parámetros de funcionamiento del ventilador, además, incluye el interruptor de encendido y el botón de emergencia. La Figura 4.25 muestra la interfaz de usuario.



Figura 4.25. Interfaz de usuario

Al encender el ventilador, se mostrará una pantalla principal en el cual se puede elegir entre tres opciones: Configuración de ventilación, Prueba del sistema y Prueba de alarma. Cada una de estas opciones se encuentran detalladas más adelante en el documento. La Figura 4.26 muestra la ventana principal del ventilador.



Figura 4.26. Ventana principal.

Al presionar el botón de “Configuración de ventilación”, te llevara a una nueva ventana, en la cual se puede seleccionar entre 3 tipos de modo de ventilación. Una vez configurado cualquiera de los tres modos ventilatorios, se configuran las alarmas para dar inicio a la ventilación. La Figura 4.27 muestra la ventana de configuración de ventilación.

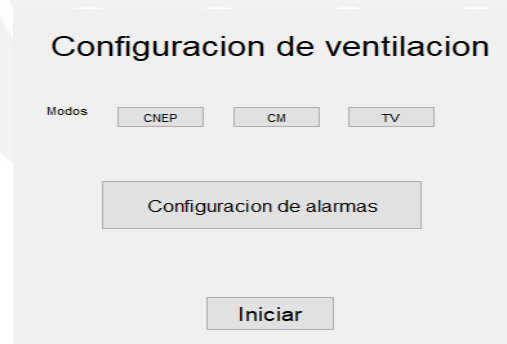


Figura 4.27. Ventana de configuración de ventilación

El primer modo de ventilación es el CNEP (Presión negativa continuo) en el cual se configura los parámetros de presión, el tiempo inspiratorio, la relación I/E y respiraciones por minuto. Los parámetros máximos de presión que se podía generar es alrededor de los -10cmH₂O y un mínimo de -5 cmH₂O, el tiempo de inspiración dependerá del valor que le coloque el médico, el ratio I: E está comprendido entre 1:2 a 1:3 y para el caso de las

respiraciones por minuto (RPM) se podría tomar un rango entre 25 a 35 debido a que una persona con EPOC, presenta esas características La Figura 4.28 muestra la ventana del modo CNEP.

Presion negativa continua

Presion

Ti

Ratio I:E

RPM

Figura 4.28. Ventana del modo CNEP

El segundo modo ventilatorio es el CM (modo control) por presión constante en el cual se configura los parámetros de presión que se encuentran dentro de un rango de $-11\text{ cmH}_2\text{O}$ y $-20\text{ cmH}_2\text{O}$, las respiraciones por minuto se podrían tomar dentro del rango de 25 a 35, *trigger* que puede ser establecido entre $-1.5\text{ cmH}_2\text{O}$ y $-2\text{ cmH}_2\text{O}$, tiempo de inspiración dependerá del valor que le coloque el médico y la relación I/E puede ser establecido entre 1:1.2 y 1:1.5. La Figura 4.29 muestra la ventana CM

Modo control

Presion

RPM

Trigger

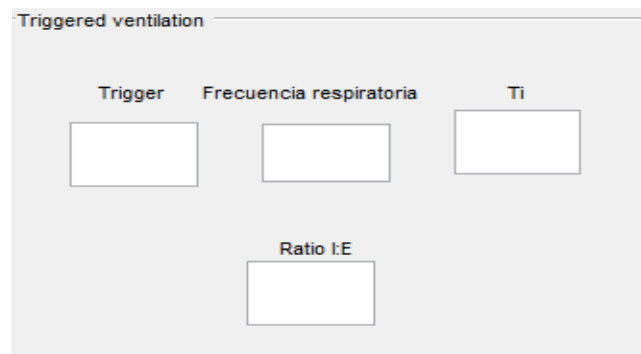
Ti

Ratio I:E

Figura 4.29. Ventana del modo CM por presión constante

El tercer modo es el TV (Ventilación *Trigger*) el cual se configuran los parámetros de *trigger* que para este tipo de modo ventilatorio requiere de un valor bajo que puede ser establecido entre $-0.1\text{ cmH}_2\text{O}$ y $-1\text{ cmH}_2\text{O}$, las respiraciones por minuto se encuentran establecidas entre los rango de 25 a 35 , el tiempo de inspiración que es un parámetro que depende netamente del médico y la relación I/E que se comprende entre 1:4 a 1:6 e incluso se

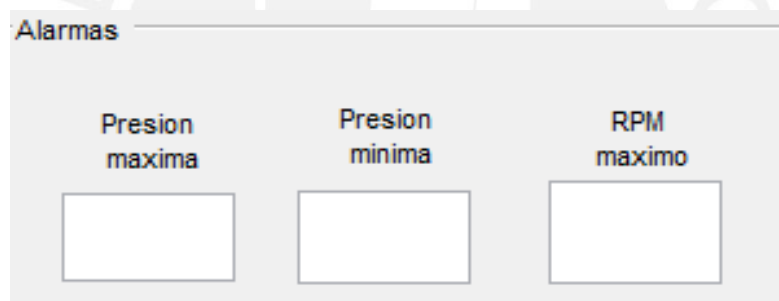
puede tener relaciones inversas como 2:1 en casos más extremos. La Figura 4.30 muestra la ventana del modo TV.



The image shows a software window titled "Triggered ventilation". Inside the window, there are four input fields arranged in a grid. The first row contains three fields labeled "Trigger", "Frecuencia respiratoria", and "Ti". The second row contains one field labeled "Ratio I:E". All fields are currently empty.

Figura 4.30. Ventana del modo TV

Luego de haber configurado uno de los modos se realizará la configuración de las alarmas. Se configuran los rangos de los parámetros de interés para dar inicio a la ventilación. La Figura 4.31 muestra la ventana de configuración de alarmas.



The image shows a software window titled "Alarmas". Inside the window, there are three input fields arranged horizontally. The first field is labeled "Presion maxima", the second is labeled "Presion minima", and the third is labeled "RPM maximo". All fields are currently empty.

Figura 4.31. Ventana de configuración de alarmas

Una vez configurado todos los parámetros de ventilación y las alarmas de interés, se presiona el botón de iniciar que se encuentra en la ventana de configuración de ventilación (Figura 4.27).

CAPITULO 5: LISTA DE PLANOS, SIMULACIONES Y ESTIMACION DE COSTOS

En esta sección se da a conocer el sistema integrado del ventilador mecánico junto a los planos que lo conforman. Posteriormente, se realizará la simulación del modelamiento matemático obtenido en diferentes escenarios de la EPOC. Finalmente, se estiman los costos y se presentan las conclusiones y recomendaciones a futuro.

5.1. Sistema integrado

El sistema general incluye la estructura del ventilador, que alberga los componentes eléctricos y electrónicos, la coraza unida al paciente y el corrugado que conecta la estructura y la coraza. Además, el sensor de presión se encuentra en la coraza. La Figura 5.1 muestra una imagen del paciente con el ventilador pulmonar, mientras que la Figura 5.2 presenta la disposición de los componentes electrónicos en la estructura en una vista isométrica.

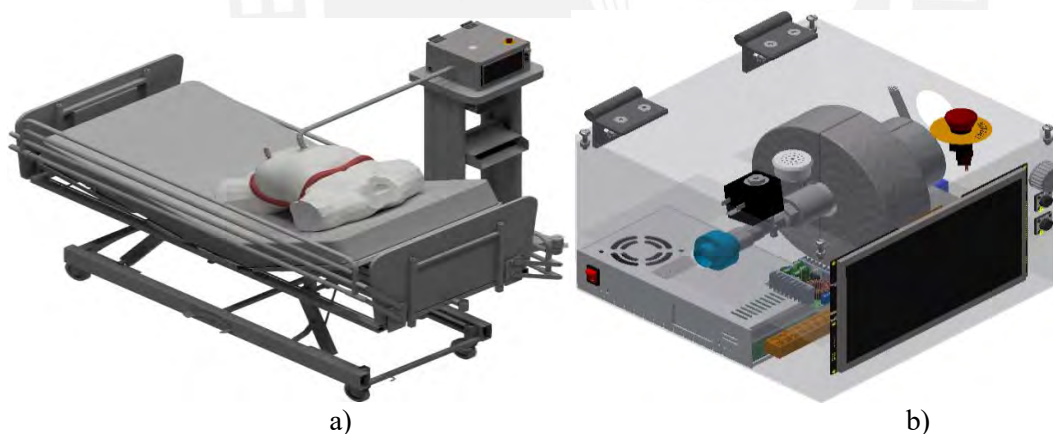


Figura 5.1. a) Ventilador pulmonar sobre el paciente. b) Vista isométrica de los componentes

5.2. Planos

El diseño del ventilador a presión negativa incluirá planos de despiece y ensamble que detallarán las dimensiones de las piezas y cómo se ensamblan. La Tabla 5.1 muestra la lista de planos que se encuentran detallados en el Anexo 10.

Tabla 5.1 *Relación de planos*

Numero	Descripción	Código
1	Impeller	A3-D01
2	Caja de estructura	A3-D02
3	Tapa de estructura	A3-D03
4	Carcasa derecha para motor	A4-D04
5	Carcasa izquierda para motor	A4-D05
6	Soporte para eje de motor	A4-D06
7	Estructura del sistema de potencia	A4-E01
8	Estructura de ventilador	A4-E02

5.3 Simulación del sistema

En primer lugar, se realizó la simulación del sistema en lazo cerrado para una persona adulta normal sin controlador para analizar su comportamiento y obtener los requerimientos de control del sistema para una adecuada ventilación. Para esta simulación se envió un *set-point* de $-12\text{cmH}_2\text{O}$. La Figura 5.2 muestra la simulación realizada.

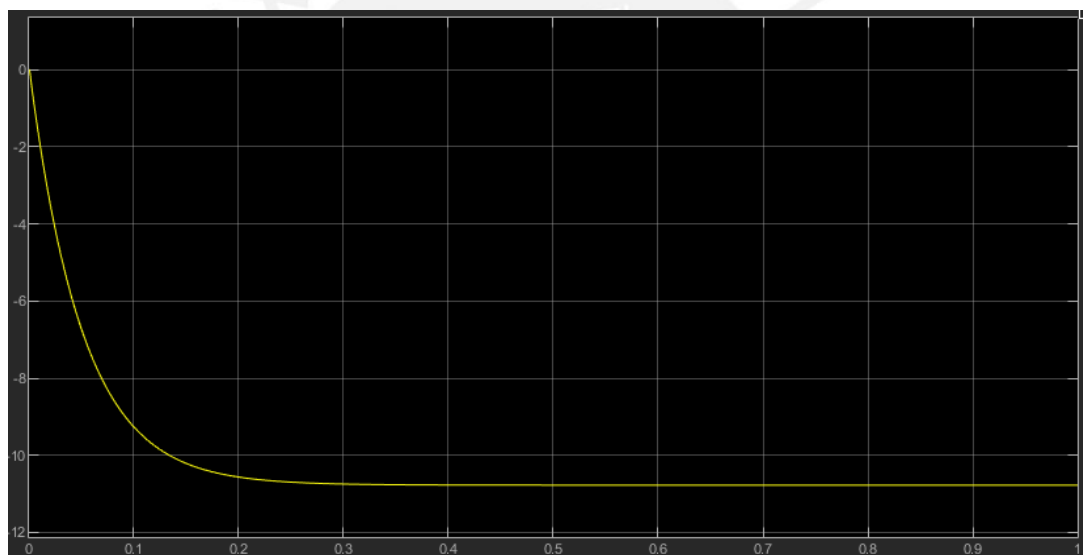


Figura 5.2. Simulación del sistema en lazo cerrado sin controlador. Presión (cmH_2O) vs tiempo (s)

De la misma manera, se realizó el análisis en frecuencia del sistema en lazo cerrado sin controlador para saber el comportamiento del sistema y obtener los requerimientos necesarios para el sistema. La Figura 5.3 muestra el análisis en frecuencia usando el diagrama de Bode.

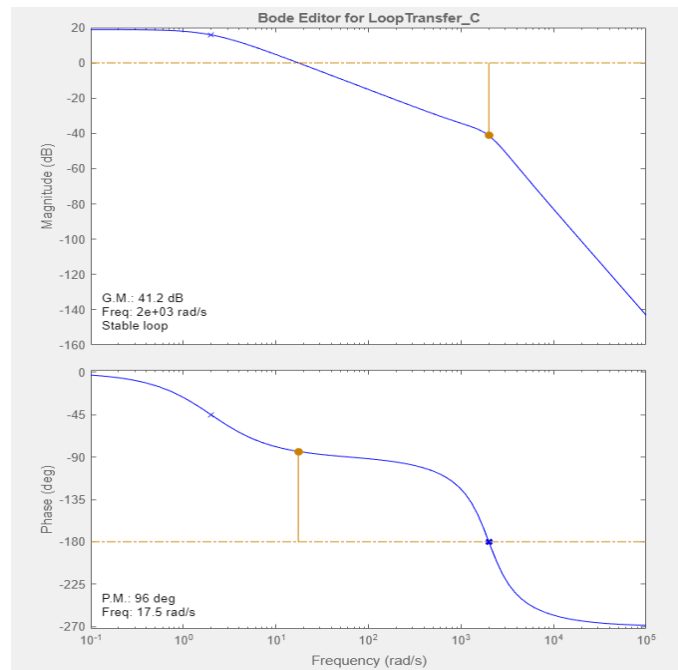


Figura 5.3. Análisis en frecuencia sin controlador

Podemos concluir que para el análisis en frecuencia el sistema es estable ya que posee un margen de ganancia de 41.2 dB y un margen de fase de 96°, de la misma manera, para el análisis en tiempo es sistema es estable; sin embargo, el sistema no posee un error en estado estable igual a cero para una entrada de escalón unitario y el sistema actúa muy rápido, los cuales puede ser perjudiciales durante la ventilación, por lo que es necesario un controlador que cumpla con los siguientes requerimientos.

$$ess = 0$$

$$\text{Sobreimpulso} = 0\%$$

$$\text{Tiempo de establecimiento} < 2 \text{ s}$$

$$\text{Margen de fase} > 0^\circ$$

$$\text{Margen de ganancia} > 1$$

Con los requerimientos planteados, se realizó el diseño del controlador PID, el cual era el más adecuado para este tipo de sistema, se colocó un polo en 0 y un cero en -2, con los cuales se obtuvo un tiempo de establecimiento de alrededor 1.2 segundos, el cual es menor a 2, el sistema no posee sobre impulso y posee error en estado estacionario igual a cero. El controlador diseñado se implementó junto con el sistema. La Figura 5.4 muestra el análisis en frecuencia

usando el diagrama de Bode y la Figura 5.5 muestra el análisis en el tiempo usando el método LGR.

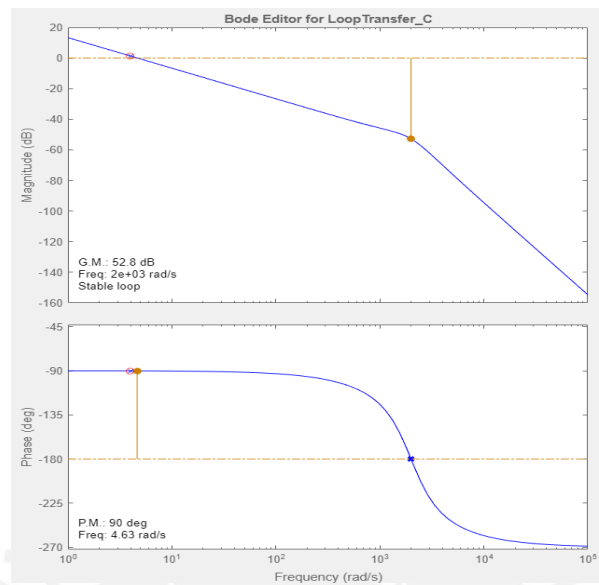


Figura 5.4. Análisis en frecuencia con controlador

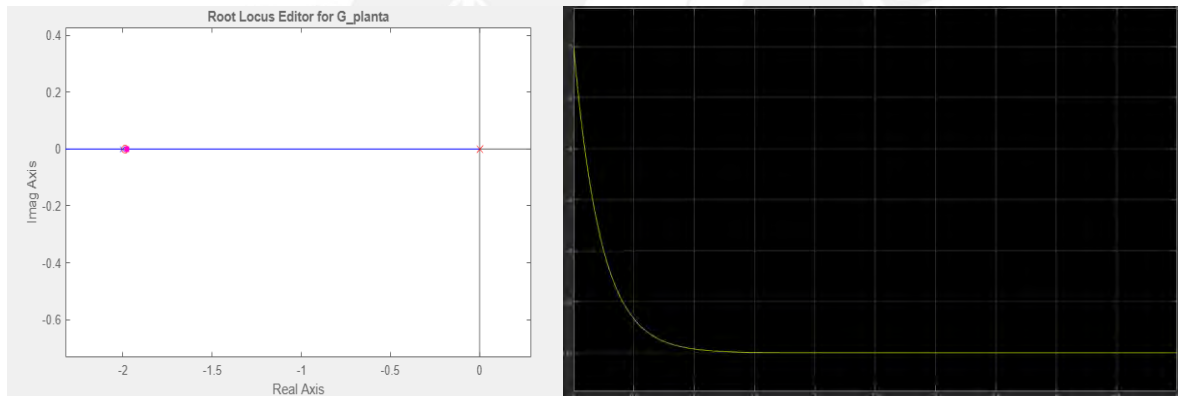


Figura 5.5. Análisis en el tiempo. Presion (cmH₂O) vs tiempo (s)

Podemos concluir que el sistema es estable para el análisis de frecuencia ya que posee un margen de ganancia de 26.1dB y un margen de fase de 90°, de la misma manera para el análisis en el tiempo, el sistema es estable y cumple con los requerimientos de tiempo de establecimiento menor a 1 segundo, error en estado estacionario igual a cero y no posee sobreimpulso. A continuación, se muestra La Figura 5.6 con el diagrama de bloques general del sistema, el cual consta del controlador, el diagrama de bloques del motor, el *impeller*, el corrugado, la coraza conectada a la persona y finalmente el sistema respiratorio.

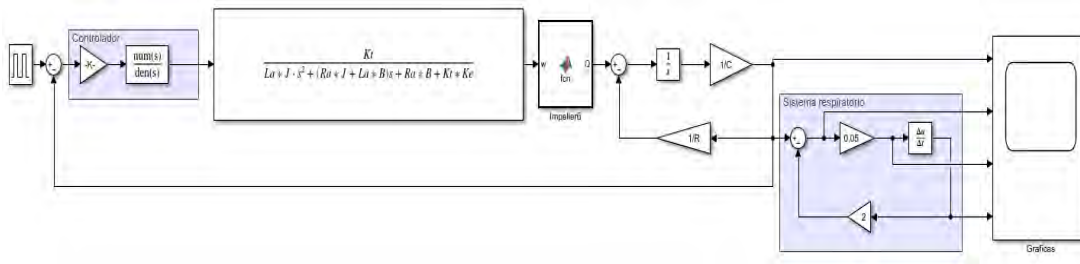


Figura 5.6. Diagrama de bloques general del sistema.

Con el diagrama de bloques del sistema final se procedió a realizar la simulación para una persona normal con valores de *compliance* (C) de 0.05 y resistencia (R) de 2, los cuales son valores comunes en las personas sin respiración obstructiva y sin distensibilidad pulmonar. La Figura 5.7 muestra la simulación realizada para una persona normal.

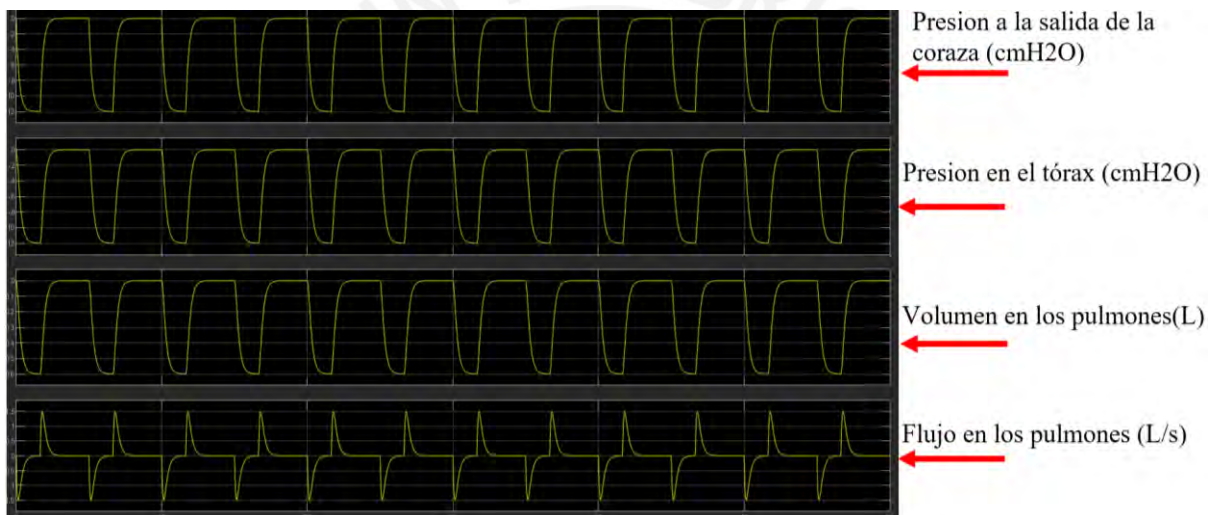


Figura 5.7. Simulación del sistema para una persona normal

Las gráficas resultantes muestran la presión en la coraza, la presión alveolar, el volumen y el flujo. Observamos que el volumen obtenido en la gráfica es muy similar al volumen corriente típico, que es de 0.5 litros. Además, la presión alveolar registrada es de 12 cmH₂O, un valor cercano al rango de presión alveolar normal, que generalmente se encuentra entre 11 y 13 cmH₂O.

Se simuló el escenario de una persona con obstrucción en las vías respiratorias, lo que resulta en dificultades para el flujo de aire. En este caso, los valores de *compliance* (C) se reducen a 0.05 ml/cmH₂O, y la resistencia (R) aumenta significativamente a alrededor de 10 cmH₂O/L/s debido a la congestión de las vías aéreas. Para contrarrestar esta limitación en el

flujo, se aplicó una presión negativa de -30 cmH₂O para lograr un flujo más cercano al de una persona sin obstrucciones. La Figura 5.8 muestra los resultados de esta simulación.

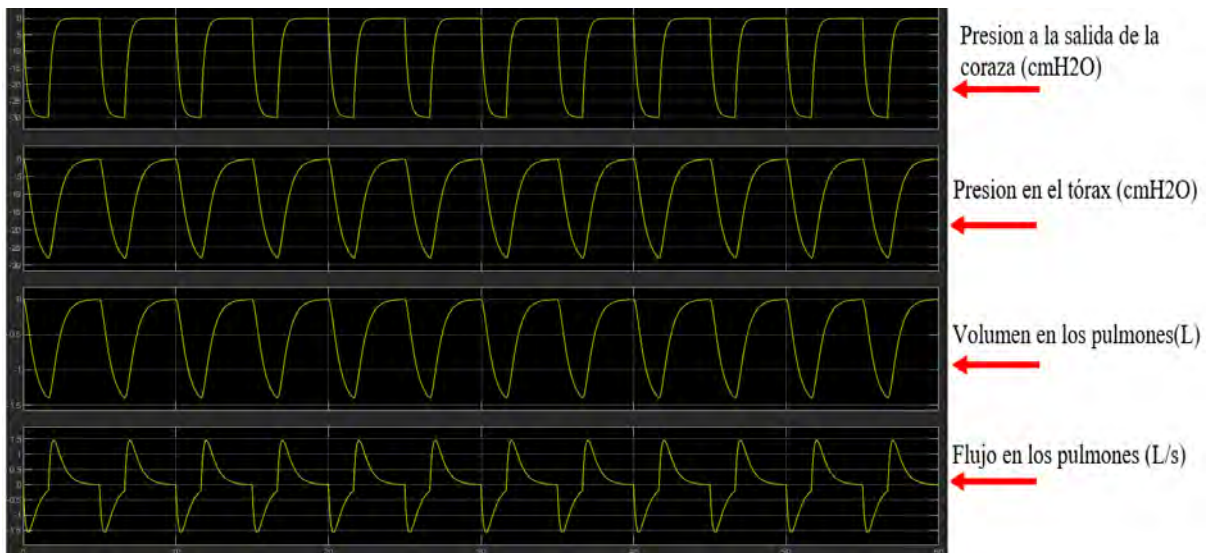


Figura 5.8. Simulación del sistema para una persona con respiración obstructiva

Por otro lado, se realizó la simulación para una persona con distensibilidad pulmonar, la cual no le permite retener la cantidad de volumen corriente necesario entre cada respiración. Una persona con este tipo de complicaciones presenta valores de *compliance* (C) bajo alrededor de 0.02 ml/ cmH₂O y una resistencia de 2 cmH₂O /l/s. Debido a que afectaba directamente al volumen corriente, se requiere una presión, la cual ayudase a obtener un volumen corriente muy parecido al de una persona normal, por lo que se envía una -25 cmH₂O para suplir la disminución de volumen. La Figura 5.9 muestra la simulación realizada.

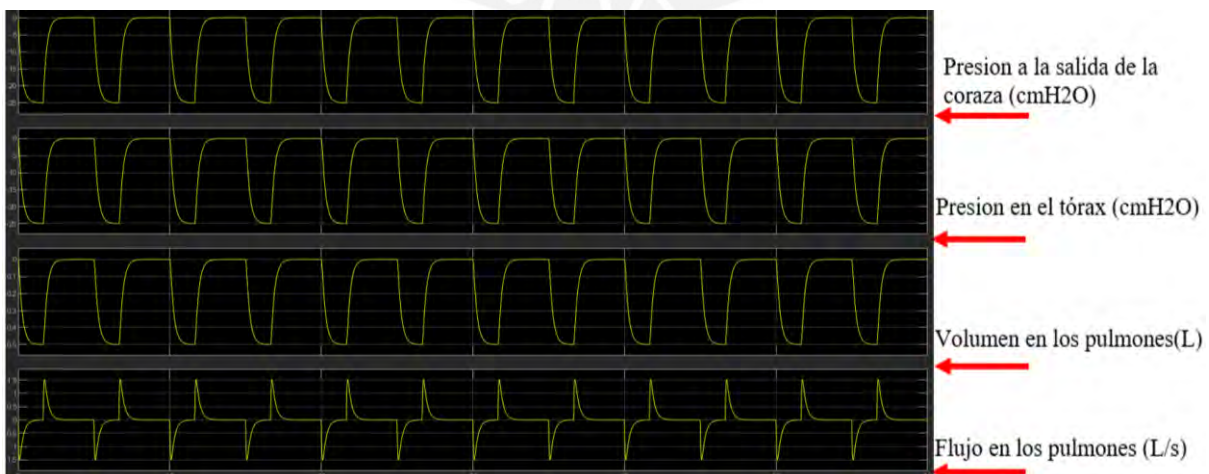


Figura 5.9. Simulación del sistema para una persona con distensibilidad pulmonar

Finalmente, se realizó la simulación del sistema cuando el motor brinde su máxima potencia obteniendo una presión máxima de $-45 \text{ cmH}_2\text{O}$ como se muestra en la Figura 5.10.

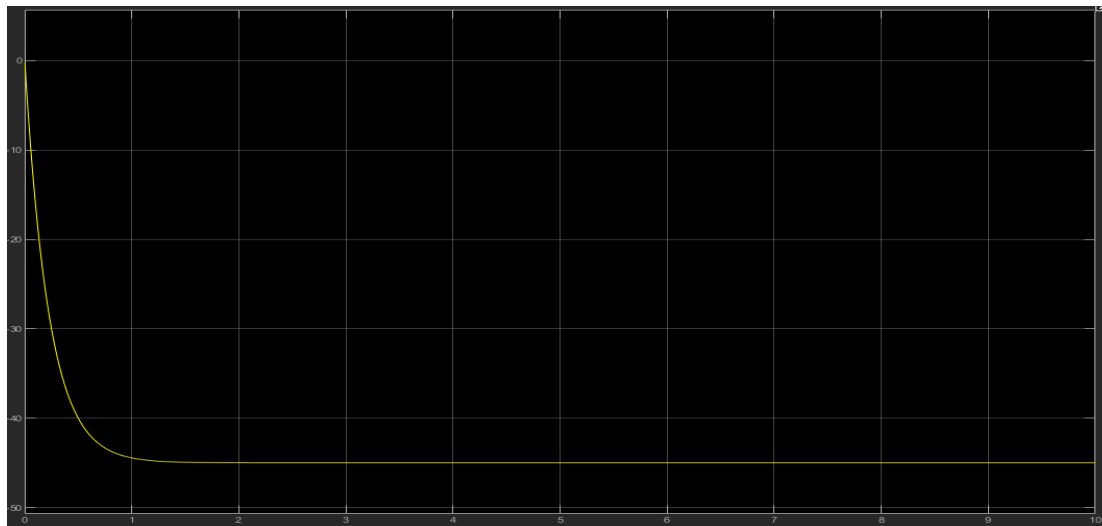


Figura 5.10. Máxima presión brindada. Máxima presión (cmH₂O) vs tiempo (s)

5.4 Costos

En esta sección se detallan los costos de los sistemas mecánicos, eléctricos y electrónicos para obtener el costo total del ventilador mecánico a presión negativa. Asimismo, se consideraron los costos de fabricación, de diseño e implementación.

5.4.1 Costos de los componentes electrónicos y eléctricos

Los costos de los componentes electrónicos y eléctricos fueron divididos según la procedencia de estos; es decir, en productos encontrados en el mercado local y productos encontrados en el mercado internacional. La Tabla 5.2 y 5.3 muestran el precio en dólares de los componentes que se tendrán que importar, asimismo, se multiplicará por un factor de 1.8 debido a los costos de importación. Cabe resaltar que se consideró el valor de cambio del dólar en S/. 4.02 La Tabla 5.4 muestra el precio de los componentes encontrados en el mercado nacional.

Tabla 5.2 *Costo de componentes eléctricos y electrónicos importados*

Componente	Precio unitario	Cantidad	Precio total
Valvula solenoid series CFB-D22F-W1-B82	\$89.52	1	\$161.14
Sensor de presion WIKA A-10	\$79.82	1	\$143.68
EPOS4 Compact Module 24/1.5 CAN	\$517.37	1	\$931.27
ECX torque 22L Ø22	\$408.03	1	\$734.46
Pantalla 10.1" y shield para Arduino UNO	\$105.74	1	\$190.33
Baterías LiPo	\$94.99	1	\$170.99
		Total (\$)	\$2331.87
		Total (S/.)	S/. 9381.11

Tabla 5.3 *Costo de componentes eléctricos y electrónicos nacionales*

Componente	Precio unitario	Cantidad	Precio total
Arduino UNO	S/.50.00	1	S/.50.00
Modulo XL4016	S/.40.00	3	S/.120.00
Fuente switching	S/.110.00	1	S/.27.50
Diodos Schottky	S/.3.90	2	S/.7.80
Interruptor de encendido	S/.0.60	1	S/.0.60
Buzzer	S/.1.00	1	S/.1.00
Boton de emergencia	S/.10.00	1	S/.10.00
Resistencias	S/.1.50	4	S/.6.00
Diodos 1N4004	S/.1.20	2	S/.2.40
BJT	S/.10.80	2	S/.21.60
Relay	S/.2.00	1	S/.2.00
LED	S/.0.60	1	S/.0.60
Modulo RS232	S/.10.00	1	S/.10.00
	Total (S/.)		S/. 259.5

*Nota. Todos los componentes incluyen IGV

5.4.2 Costos de componentes mecánicos

Se detallan los costos de los componentes mecánicos, que fueron divididos según su procedencia; es decir, en productos que se necesitan importar y productos encontrados en el mercado nacional. La Tabla 5.4 muestra el precio en dólares de los componentes internacionales, asimismo, se multiplicará por un factor de 1.8 debido a los costos de importación. Cabe resaltar que se consideró el valor de cambio del dólar en S/. 4.02 La Tabla 5.5 muestra el precio de los componentes encontrados en el mercado nacional.

Tabla 5.4 *Costo de componentes mecánicos importados*

Componente	Precio unitario	Cantidad	Precio total
Válvula unidireccional VNR-238-3/8	\$28.00	1	\$50.40
	Total (\$)		\$50.40
	Total(S/.)		S/.202.61

Tabla 5.5 *Costo de componentes mecánicos nacionales*

Componente	Precio unitario	Cantidad	Precio total
Filtro HMEF	S/. 22.00	1	S/. 22.00
Chapa acero inoxidable revestido en caucho	S/. 180	1	S/. 180
bisagras	S/. 5.60	2	S/. 11.20
Tornillos allen M6 x 15mm (pack de 2)	S/. 8.50	2	S/. 17.00
Tornillos cabeza ranurada M5 x 10 mm	S/. 0.40	4	S/. 1.60
	Total(S/.)		S/.231.80

*Nota: Todos los componentes incluyen IGV

5.4.3 Costos de fabricación

Se detallan los costos de la fabricación de la estructura del ventilador que fueron realizados con chapa metálica de acero inoxidable. Cabe resaltar que el costo del material no se encuentra incluido dentro de la cotización de la fabricación de componentes ya que fueron incluidos dentro de los componentes mecánicos. Asimismo, la fabricación del impeller fue realizado con impresión 3D. La Tabla 5.6 muestra el detalle de los costos de fabricación.

Tabla 5.6 *Costos de fabricación*

Descripción	Precio
Fabricación de la caja del ventilador	S/.200
Fabricación de la tapa del ventilador	S/.55
Fabricación del impeller en impresión 3D	S/.200
Total	S/.455

5.4.4 Costos de diseño e implementación

Se detallan los costos de diseño e implementación, en primer lugar, se tiene el desarrollo del sistema mecatrónico, donde se considera el tiempo invertido en la conceptualización y diseño del diseño. Este tiempo fue de 15 semanas, donde se trabajó un total de 16 horas a la semana con un costo que asciende los S/.35 por hora. Asimismo, las verificaciones correspondientes y calibración de cada componente tomaran alrededor de 40 horas. Por lo tanto, el costo de diseño e implementación asciende a S/.9800.

5.4.5 Costos total

Finalmente, el costo total para el desarrollo de un ventilador pulmonar de presión negativo viene ser la suma de los costos hallados anteriormente. La Tabla 5.5 detalla los costos hallados y el total.

Tabla 5.7 *Costos de fabricación*

Descripción	Precio	
Costos de los componentes electrónicos y eléctricos	Importados	S/.9381.11
	Nacionales	S/. 259.5
Costos de componentes mecánicos	Importados	S/.202.61
	Nacionales	S/.231.80
Costos de fabricación	S/.455	
Costos de diseño e implementación	S/.9800	
Costos totales	S/.20330.02	

Conclusiones

1. En el presente trabajo se propuso y se logró diseñar el modelo de un ventilador mecánico de presión negativa tipo coraza para el tratamiento de la EPOC, este dispositivo tiene como principio de funcionamiento la generación de presión negativa a través de un sistema de potencia compuesto por un motor *brushless* junto a un *impeller*, además se logró diseñar el sistema electrónico y de control e instrumentación como se muestra en el capítulo 4 en las secciones 4.1,4.2,4.3 y 4.4. Asimismo, comparado con los productos comerciales, es un sistema novedoso la cual podría ser implementada con el objetivo de ayudar al tratamiento de la EPOC.
2. Con los cálculos y simulación realizada, el ventilador de presión negativa es capaz de generar una presión máxima de hasta -45 cmH₂O como se observó en las simulaciones realizadas para el sistema en el capítulo 5 en la sección 5.3 , de esta manera, se cumple el requerimiento principal de diseño que es generar presión de -30 cmH₂O. Asimismo, de las gráficas obtenidas simuladas para una persona normal, brindan valores muy cercanos a los que se tendrían en un ventilador funcional, lo cual hace que el sistema sea confiable.
3. Como se muestra en el capítulo 4 sección 4.4.5, se diseñó una interfaz de usuario que cuenta con una perilla selectora, para elegir uno de los 3 modos ventilatorios y botones, que permiten aumentar los parámetros a ser llenados en los modos ventilatorios, lo cual hace al sistema intuitivo y de fácil accesibilidad. Asimismo, el control realizado en la parte simulaciones generales permite que los parámetros establecidos por el medico sean los mismo que le lleguen al tórax del paciente durante la ventilación.
4. Se logro diseñar el sistema de la forma más económica como se muestra en la capítulo 5 sección 5.4. Se obtuvo un costo total de S/.20330.02 (alrededor \$5053.45), priorizando los componentes del motor, su controlador, los sensores de presión y sin descuidar los

requerimientos planteados (costo menor a los \$8000). Asimismo, cabe resaltar que el diseño de la caja tiene unas dimensiones de 300x300x200 mm con un espesor de 1mm y el diseño de la tapa tiene unas dimensiones de 300x300 mm con un espesor de 1mm, los cuales resultaron dimensiones menores a las especificadas en los requerimientos.

Recomendaciones

Finalmente, se presentan las siguientes recomendaciones:

1. Se realizó el sistema de potencia conformado por el *impeller* y el motor; sin embargo, el diseño del *impeller* fue tomado de manera superficial con Ecuaciones simplificadas y teniendo en cuenta las consideraciones adecuadas para el sistema, por lo que, para futuras investigaciones, se recomienda estudiar las Ecuaciones del *impeller* de una manera detallada para tener un adecuado dimensionamiento.
2. La aproximación del comportamiento de la persona-coraza fue realizado considerando esta última como rígida. Sin embargo, si se requiere de mayor exactitud en el sistema, se recomienda considerar la deformación que esta posee durante el ciclo respiratorio.
3. Los resultados obtenidos a partir del modelamiento de todos los componentes involucrados en el sistema presentan buenos indicadores con relación al desempeño. Sin embargo, la validación experimental del dispositivo requiere implementar y probar el sistema en una persona con EPOC.

Bibliografía

4D Systems (S. F.) *4.3" Embedded SPI Display* [4.3" SPI Display with embedded FT800 and Resistive Touch \(4dsystems.com.au\)](https://www.4dsystems.com.au)

Aignep (S. F.) *VÁLVULA UNIDIRECCIONAL HEMBRA-HEMBRA* [VÁLVULA UNIDIRECCIONAL HEMBRA-HEMBRA 66062 STEEL \(aignep.com\)](https://www.aignep.com)

Amazon.es (S.F.). Válvula Solenoide, 12V DC 1/8"2 Vías Normalmente Cerrado Neumático de Aluminio Electroválvula Neumática, Servicio de Medios: Aire, Gas, Líquido, Agua. [Válvula Solenoide, 12V DC 1/8"2 Vías Normalmente Cerrado Neumático de Aluminio Electroválvula Neumatica, Servicio de Medios: Aire, Gas, Líquido, Agua](https://www.amazon.es)

Amazon. (S.F.). *Yanmis Regulador de Voltaje, 150W Boost DC-DC 8-32V a 9-46V Convertidor Step Up Voltage Fuente de alimentación MAX 10ª*. [Yanmis Regulador de Voltaje, 150W Boost DC-DC 8-32V a 9-46V Convertidor Step Up Voltage Fuente de alimentación MAX 10A : Amazon.com.mx: Herramientas y Mejoras del Hogar](https://www.amazon.com.mx)

Antara, Danny. (2017). *Uso incorrecto del dispositivo de inhalación aumenta las exacerbaciones en EPOC*. 2021. Recuperado de Diario Médico Sitio web: <https://www.diariomedico.pe/?p=11163>

Antonio J. Pascual Vega. (2019). *Comparativa entre Motores Brushed y Brushless*. 2021. Recuperado de Universidad Oberta de Cataluña Sitio web: [Comparativa entre motores brushed y brushless](https://www.udg.edu)

Autodesk. (S.F.). *Impresión 3D*. 2021. Sitio web: [¿Qué es la impresión 3D? | Tecnología de impresión 3D](https://www.autodesk.com)

Automaq corporation s.a.c (S.F.). Transmisor de presión 0 a 0.1 bar, 4-20ma, 9-30vdc, 1/4" npt. [TRANSMISOR DE PRESIÓN 0 A 0.1 BAR, 4-20mA, 9-30VDC, 1/4" NPT | AUTOMAQ CORPORATION S.A.C](https://www.automaq.com)

Avances en Respiratorio (S.F.). *Enfermedad pulmonar obstructiva crónica*. 2021. Sitio web: [Avances En Respiratorio | EPOC \(enfermedad pulmonar obstructiva crónica\). Médicos](#)

Ben-haim SA, Saidelt GM (1990). *Mathematical Model of Chest Wall Mechanics*. Sitio web: [Mathematical model of chest wall mechanics: A phenomenological approach | SpringerLink](#)

Blasco Morilla J., Ortega Vinuesa F.J., Lucena Calderón F. (2017). *Capítulo 2.5: Ventilación no invasiva*. 2021. Recuperado de UniNet Sitio web: [2.5. Ventilacion no invasiva](#)

C. Reina Ferraguta, J. López-Herceb. (2003). *Complicaciones de la ventilación mecánica*. 2021. Recuperado de Asociación Española de Pediatría, Sitio web: [Complicaciones de la ventilación mecánica | Anales de Pediatría \(analesdepediatría.org\)](#)

Camozzi Automation (2021). *Series CFB solenoid valves*. [Series CFB solenoid valves](#)

Centro de Empresas para la Innovación y Formación. (S.F.). *¿Qué es la soldadura y cuántos tipos de soldadura existen?* 2021. Sitio web: [Qué es la soldadura y cuántos tipos de soldadura existen - CEIF centro de empresas para la innovación y la formación](#)

David Pezo Rojas. (2015). *Maq hidraulic - prob: ventilador centrífugo* [Video]. YouTube. Sitio web: [MAQ HIDRAULIC - PROB: VENTILADOR CENTRIFUGO - YouTube](#)

D. del Castillo Otero, C. Cabrera Galán, M. Arenas Gordillo, F. Valenzuela Mateos. (S.F.). *Ventilación mecánica no invasiva*. 2021. Recuperado de Neumosur Sitio web: [Ventilación mecánica no invasiva](#)

Department of Health & Human Services. (S.F.). *Premarket Notification*. 2021. Sitio web: [PREMARKET NOTIFICATION](#)

Diferenciador. (S.F.). *Respiración, inspiración y espiración*. 2021. Sitio web: [Diferencia entre respiración, inspiración y espiración](#)

Distritec Hidráulica Neumática. (2021). *¿Qué es una electroválvula y para qué sirve?*. 2021. Sitio web: [¿Qué es una electroválvula y para qué sirve? – Distritec](#).

Draeger. (2014). *Ventilación no invasiva: una terapia respetuosa y rentable*. Sitio web: [Ventilación no invasiva \(VNI\) – Mejore el confort y los resultados del paciente \(draeger.com\)](#)

Emmanuel Odunlade. (2019). *Brushed vs Brushless Motors: Operation, Construction and Applications*. 2021. Recuperado de Circuit Digest Sitio web: [Brushed vs Brushless Motors: Operation, Construction and Applications](#)

Escuela Colombiana de Ingeniería. (2008). *Laminación - Protocolo*. 2021. Sitio web: [LAMINACIÓN](#)

Festo PE (2021). *Electroválvula VZWD-L-M22C-M-G18-10-V-IP4-50*. <https://www.festo.com/co/es/a/download-document/datasheet/1491825>

Galaz, Oscar. (Abril 2020). *Ventilación mecánica: cuándo se usa, en qué tipo de pacientes y cuál es la diferencia para niños y adultos*. 2021. Recuperado de Instituto de Políticas Públicas de Salud (IPSUSS), Sitio web: [Ventilación mecánica: cuándo se usa, en qué tipo de pacientes y cuál es la diferencia para niños y adultos - IPSUSS](#)

Gavasa (S.F.). Transmisor de presión Wika A-10 0-0.05 Bar. [Transmisor de presión Wika A-10 0-0.05 Bar - Gavasa - Equipos de medida y control](#)

Global Health Intelligence. (2020). *Infografía sobre el nivel de preparación de hospitales latinoamericanos ante el coronavirus*. 2021. Sitio web: [Infografía sobre el nivel de preparación de hospitales latinoamericanos ante el coronavirus | Global Health Intelligence](#)

Global Health Intelligence. (2020). *Los hospitales latinoamericanos han reducido sus cantidades de ventiladores*. 2021. Sitio web: [LatAm Hospitals Show Decreases in Ventilator Counts](#)

Hayek Medical. (S.F.). *Emergency*. 2021. Sitio web: [Emergency | Hayek Medical](#)

Hayek Medical. (S.F.). *Government - Pandemic and Disaster Ventilator*. 2021. Recuperado de Hayek Medical Sitio web: [Government | Hayek Medical](#)

Hayek Medical. (S.F.). *Introducing Biphasic Cuirass Ventilation (BCV)*. 2021. Sitio web: [Clinicians | Biphasic Cuirass Ventilation | Complete Ventilation \(hayekmedical.com\)](#)

Hayek Medical. (S.F.). *Understanding Biphasic Cuirass Ventilation (BCV)*. 2021. Sitio web: [Biphasic Cuirass Ventilation \(BCV\) | BiPAP® and Tracheostomy Alternative](#)

Hayek Medical. (S.F.). *Hayek MRTX*. 2021. Recuperado de Hayek Medical Sitio web: [Hayek MRTX | Hayek Medical](#)

Hayek Medical. (S.F.). *Hayek RTX*. 2021. Sitio web: [Hayek RTX | Hayek Medical](#)

Hillrom. (S.F.). *Sistema The Vest, modelo 105*. 2021. Sitio web: [Sistema The Vest, modelo 105 | Hillrom](#)

Hillrom. (S.F.). *The Monarch Airway Clearance System*. 2021. Sitio web: [The Monarch Airway Clearance System | Hillrom](#)

HSI Medical (S.F.). *Filtros Intercambiadores De Calor y Humedad (HMEF)*. [Filtros Intercambiadores de Calor y Humedad \(HMEF\)](#)

Hsiang Neng. (S.F.). *Dia. Motor de 77 Mm de Tamaño Mediano Cepillado de 6V-220V CC con Altas Revoluciones por Minuto*. 2021. Sitio web: [Dia. Motor de 77 mm de tamaño mediano cepillado de 6 V - 220 V CC con suministro de altas RPM | HSINEN \(hsiangneng.com\)](#)

Industriales andes (S.F.). *PCM300 6kpa sensor de presión*. [PCM300 6kPa SENSOR DE PRESIÓN \(industrialesandes.co\)](#)

John B. West. (2011). *Fisiología respiratoria*. 2021, Recuperado de Booksmedicos Sitio web: [Fisiología Respiratoria West 7ª Edición | booksmedicos](#)

John E. Hall. (2013). *Tratado de fisiología médica*. 2021, Recuperado de Booksmedicos Sitio web: [Guyton y Hall Tratado de fisiologia medica 12ª Edicion + StudentConsult](#)

John M Schneerson. (1991). *Non-invasive and domiciliary ventilation: negative pressure techniques*. En Thorax (131-135). Editado por: John Moxham. Sitio web: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC462978/pdf/thorax00350-0057.pdf>

Josiah C. Dailya, Henry E. Wanga. (2011). *Ventilación con presión positiva no invasiva: documento de aportación respecto a la declaración de posicionamiento de la National Association of EMS Physicians*. 2021. Recuperado de Elsevier Sitio web: [Ventilación con presión positiva no invasiva: documento de aportación respecto a la declaración de posicionamiento de la National Association of EMS Physicians | Prehospital Emergency Care \(Edición Española\)](#)

Juan Garcia, Ricardo Bermudez, Jhon Barbosa(2012). *MODELADO Y SIMULACIÓN DE UNA BOMBA CENTRÍFUGA CON MOTOR MONOFÁSICO EN SIMULINK*. Sitio web: [p35.doc \(unipamplona.edu.co\)](#)

Magic Power. (S.F.). *Specification for switching power supply*. [MPD-810H 190905\(ECR-190122\) \(mgpower.com\)](#)

Maxon Group (2021). ECX TORQUE 22 XL. [MAXON ECX TORQUE 22 XL](#)

Maxon Group (2021). ESCON Tabla comparativa de funcionalidades. [ESCON Tabla comparativa de funcionalidades](#)

Maxon Motor (S. F.) *EPOS4 Module 24/1.5* [EPOS4 Module/Compact 24/1.5 Hardware Reference \(maxongroup.com\)](#)

Mecanizados Sinc. (S.F.). *El proceso de plegado o doblado al mecanizar*. 2021. Sitio web: [El proceso de plegado o doblado de metales y su mecanizado](#).

Miño Carlos,Cuaycal Andres,Quiroga Josue,Gomez Karen,Portilla Karl.(2020). *ALGORITMOS PARA EL CONTROL DE PARÁMETROS VENTILATORIOS EN EQUIPOS MECÁNICOS EMERGENTES*. 2021. Sitio web: [Vista de ALGORITMOS PARA EL](#)

[CONTROL DE PARÁMETROS VENTILATORIOS EN EQUIPOS MECÁNICOS EMERGENTES | Universidad Ciencia y Tecnología \(autanabooks.com\)](#)

Montajes de circuitos impresos. (S.F.). *¿Qué es un circuito impreso?*. 2021. Sitio web: [Qué es un circuito impreso ? – Montaje de circuitos impresos. Ingeniería electrónica](#)

Naylamp Mechatronics (S. F.) *FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONMUTADA AC/DC 250W 48V 5.2A WODE* [Fuente de alimentación conmutada AC/DC 250W 48V 5.2A WODE \(naylampmechatronics.com\)](#)

Naylamp Mechatronics (S. F.) *FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONMUTADA AC/DC 250W 12V 20A WODE* [Fuente de alimentación conmutada AC/DC 250W 12V 20A WODE \(naylampmechatronics.com\)](#)

Naylamp Mechatronics (S. F.) *FUENTE DE ALIMENTACIÓN CONMUTADA AC/DC 250W 24V 10A WODE* [Fuente de alimentación conmutada AC/DC 250W 24V 10A WODE \(naylampmechatronics.com\)](#)

Naylamp Mechatronics (S. F.) *MÓDULO CP2102 CONVERTOR USB A SERIAL TTL* [Módulo CP2102 Conversor USB a TTL \(naylampmechatronics.com\)](#)

Noriega, César. Neumólogo del hospital Guillermo Kaelin . (S.F). *EPOC: conocer y prevenir*, 2021. Recuperado de Villa María del Triunfo SAC Sitio web: [Inicio > Noticias > EPOC: conocer y prevenir.](#)

Oficina General de Planeamiento, Presupuesto y Modernización. (2021). *Diagnóstico de Brechas de Infraestructura y Equipamiento del Sector Salud*. 2021. Recuperado de Ministerio de Salud Sitio web: [DIAGNÓSTICO DE BRECHAS DE INFRAESTRUCTURA Y EQUIPAMIENTO DEL SECTOR SALUD](#)

Organización Mundial de la Salud. (2017). *Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)*. 2021. Sitio web: [Enfermedad pulmonar obstructiva crónica \(EPOC\)](#)

Organización Mundial de la Salud. (S.F.). *Chronic respiratory diseases*. 2021. Sitio web: [Chronic respiratory diseases \(who.int\)](https://www.who.int/chronic-respiratory-diseases)

Organización Mundial de la Salud. (S.F.). *Enfermedades respiratorias crónicas: Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)*. 2021. Sitio web: [OMS | Enfermedad pulmonar obstructiva crónica \(EPOC\)](https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/chronic-respiratory-diseases)

Oxígeno & Derivados (S.F.). Filtro Intersurgical HMEF. [Filtro Intersurgical HMEF](https://www.oxigeno.com/filtro-intersurgical-hmef)

Pedro M. Escribano, Guillermo Ramos S. y Joaquín Sanchis A. (2016). *Medicina Respiratoria*. 2021. Recuperado de Issuu Sitio web: [Manual de medicina respiratoria. Parte 1 by SEPAR - issuu](https://issuu.com/separ-issuu)

POWER breathe. (2007). *Mecánica Respiratoria*. 2021. Recuperado de BIOLaster Sitio web: [Mecánica Respiratoria.](https://www.powerbreathe.com/mecanica-respiratoria)

Propato (S.F.) Especificaciones Filtro Intercambiador de Calor y Humedad, adulto HMEF. [HMEF-Adult TRADUCIDO](https://www.propato.com/hmef-adult)

RC Innovations (S. F.) *Batería LiPo U-TECH PRO 4s 14.8V 10000mAh 15C* [Batería LiPo 4s 14.8V 10000mAh 15C | U-TECH PRO | Baterías LiPo de Calidad | Baterías para UAV \(rc-innovations.es\)](https://www.rc-innovations.es/bateria-li-po-4s-14.8v-10000mah-15c)

Redacción Gestión. (2019). *Modernización de equipos médicos en Perú tiene un retraso de 10 años*. 2021. Sitio web: [CCL: La modernización de equipos médicos tiene un retraso de 10 años en el Perú | ECONOMIA | GESTIÓN \(gestion.pe\)](https://gestion.pe/economia/ccl-la-modernizacion-de-equipos-medicos-tiene-un-retraso-de-10-anos-en-el-peru)

Roberto Ontaneda. (2015). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN RODETE DE VENTILADOR CENTRÍFUGO DE 100 cfm PARA EL LABORATORIO DE TERMOFLUIDOS DE LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA –CAMPUS KENNEDY. Sitio web: [CAPÍTULO II FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA \(ups.edu.ec\)](https://www.ups.edu.ec/capitulo-ii-fundamentacion-teorica)

Rodavigo.net. (S. F). *VALVULA ANTIRRETORNO INOX-316 BAJA Y ALTA TENSION*. [Title \(rodavigo.net\)](https://www.rodavigo.net)

Sain Smart (S. F.) *Pantalla TFT LCD de 7 pulgadas para Arduino Mega 2560 R3*. Recuperado de Amazon.es. Sitio web: [SainSmart – Pantalla TFT LCD de 7 pulgadas para Arduino Mega 2560 R3 : Amazon.es: Informática](#)

Sensing. (S.F.). *Transductor de presión amplificado con alta linealidad AEP TP12*. 2021. Sitio web: [Transductor de presión amplificado con alta linealidad AEP TP12](#)

SÍNTESIS: Biblioteca digital dinámica para estudiantes y profesionales de la salud. (S.F.). *Ventilación Mecánica Invasiva Y No Invasiva*. 2021. Sitio web: [sintesis.med.uchile.cl](#).

Sunflower 886 Store. (S.F.). *BLDC 5-36V CC Brushless Sensorless Motor tablero de Control Motor controlador Monitor de regulador 350W de alta potencia cc controlador de velocidad del Motor*. 2021. Recuperado de AliExpress, Sitio web: [BLDC 5 36V CC Brushless Sensorless Motor tablero de Control Motor controlador Monitor de regulador 350W de alta potencia cc controlador de velocidad del Motor|Conductor de motor| - AliExpress](#)

Universidad de Cantabria. (2017). *Tema 2. Mecánica respiratoria*. 2021. Sitio web: [G367: Tema 2. Mecánica respiratoria](#)

Víctor Pinta (2020). *CÁLCULO Y DISEÑO DE UNA MÁQUINA DESGRANADORA DE MAÍZ PARA LA ZONA SUROCCIDENTAL DE LA PROVINCIA DE LOJA*. Sitio web: [Víctor Antonio Pinta Bustamante.pdf \(unl.edu.ec\)](#)

Walter Enrique Prudencio León, María Verónica Changan Rodríguez, Santos Lucio Chero Pisfil, Mónica Judith García Bendezu, Carlos Francisco Linares Calderón. (2014). *Epidemiología hospitalaria del EPOC en un Hospital Militar. Lima, Perú*. 2021. Recuperado de Scielo Sitio web: [Epidemiologia hospitalaria del EPOC en un Hospital Militar. Lima, Perú](#)

Working group of the GesEPOC. (Junio 2017). *Tratamiento de la EPOC Estable*. *Archivos de Bronconeumología*, 2021, 23-33. Sitio Web: [Tratamiento de la EPOC Estable](#)

ZoodMall. (S.F.). *HobbyWing QuicRun 1/10 Brushless Sensored 120A ESC 10BL120 For Car 1:10*. 2021. Sitio web: [HobbyWing QuicRun 1/10 Brushless Sensored 120A ESC](#)

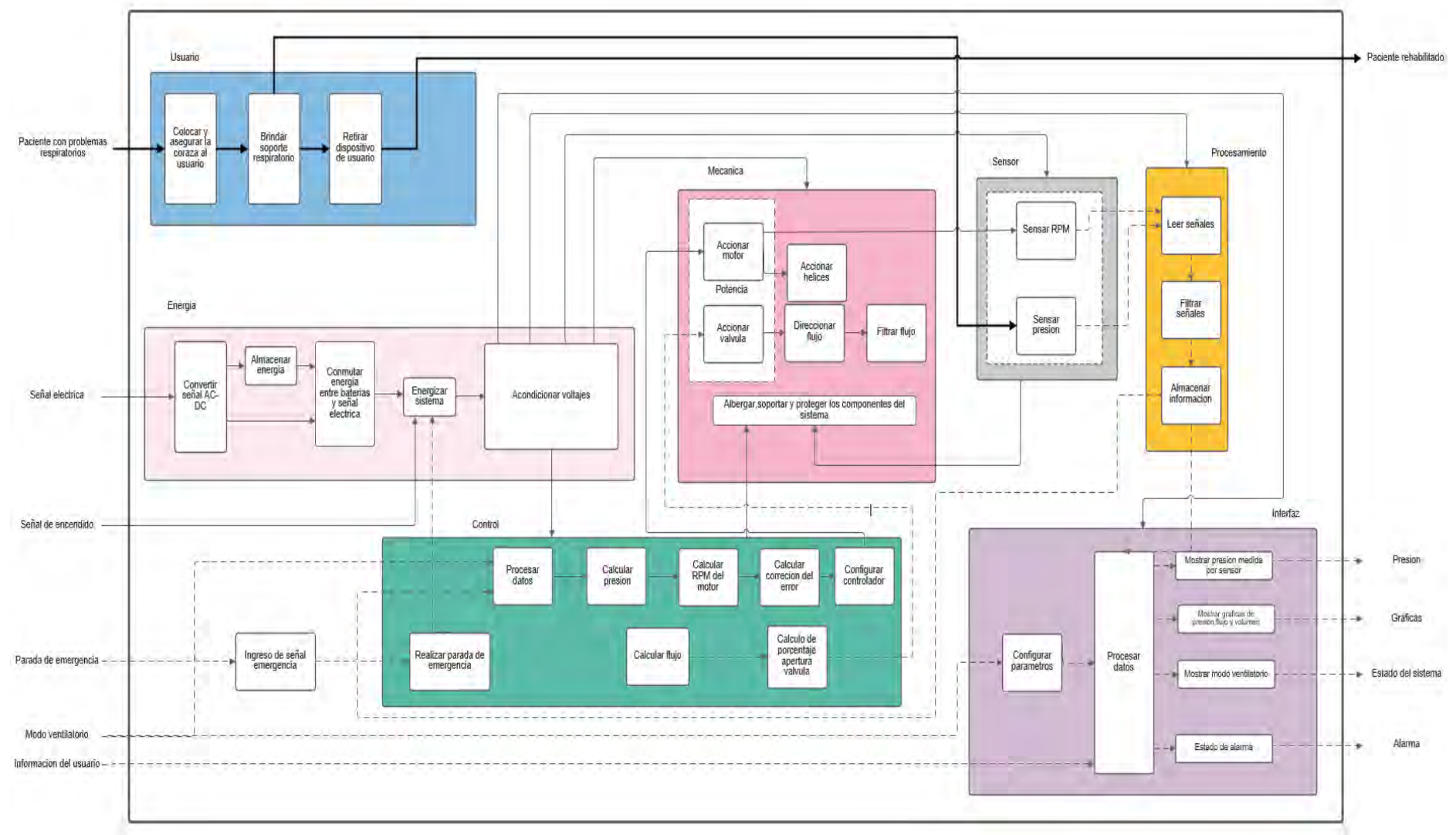
[10BL120 For Car 1:10 buy on ZoodMall. HobbyWing QuicRun 1/10 Brushless Sensored 120A](#)

[ESC 10BL120 For Car 1:10: best prices, reviews, description.](#)

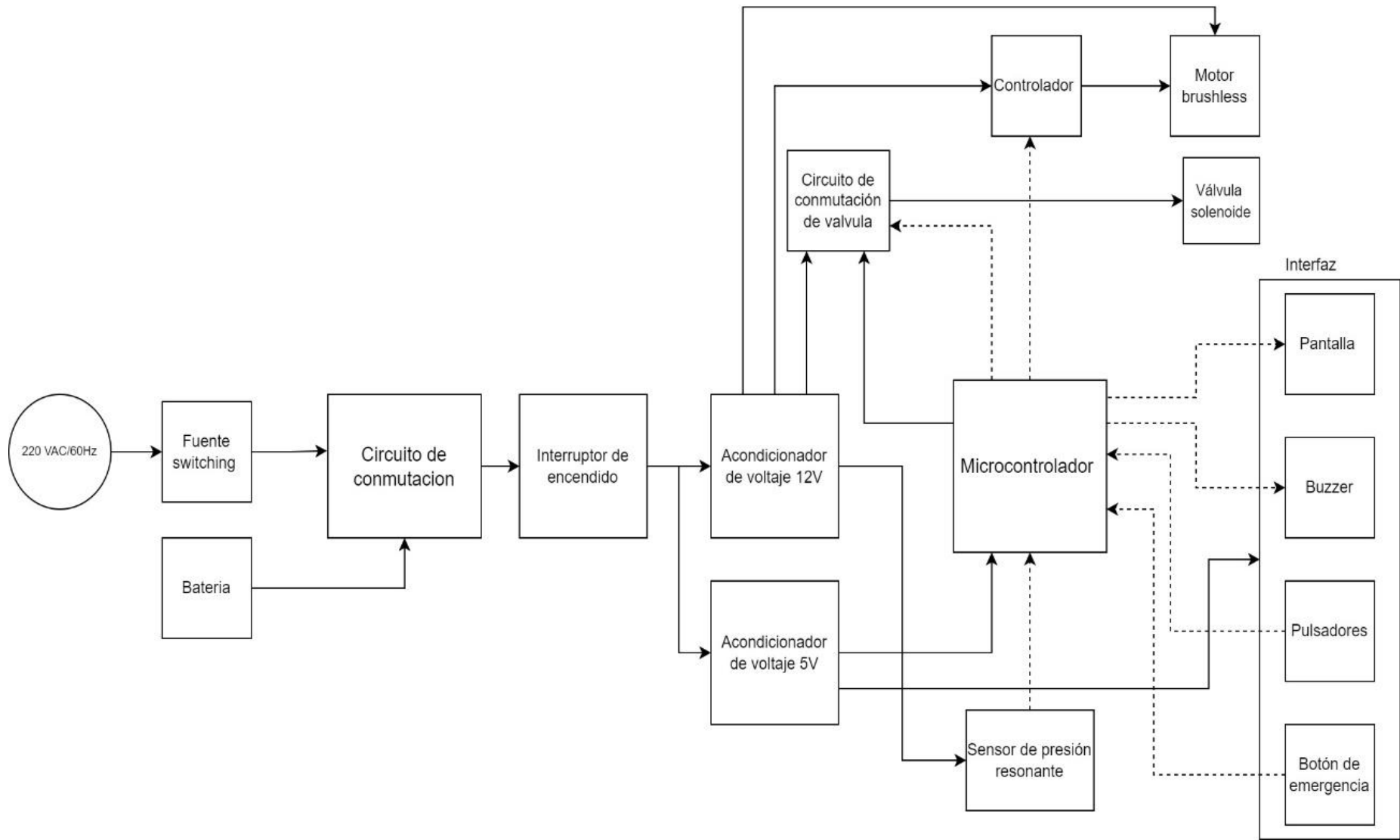


Anexos

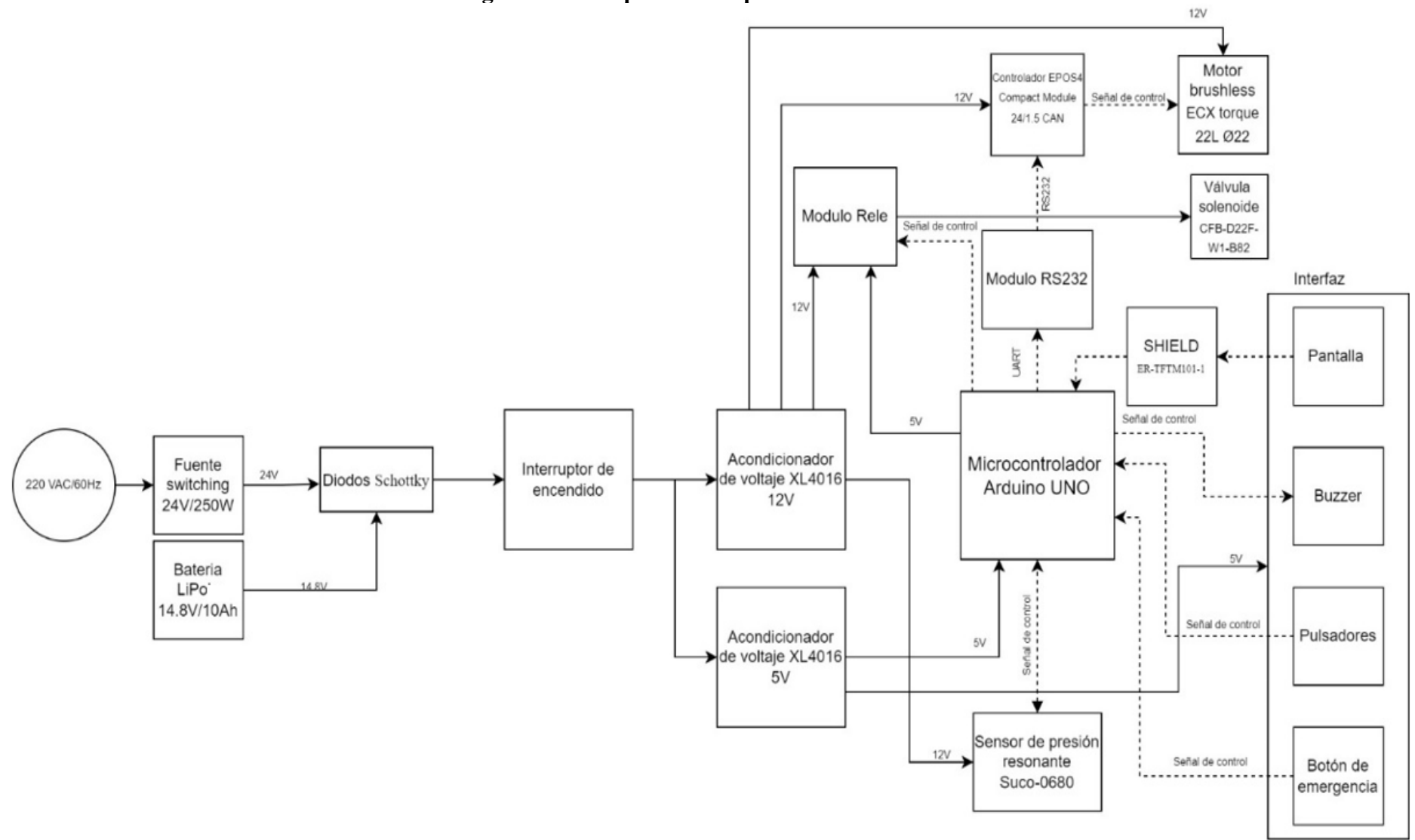
Anexo 1: Estructura de funciones



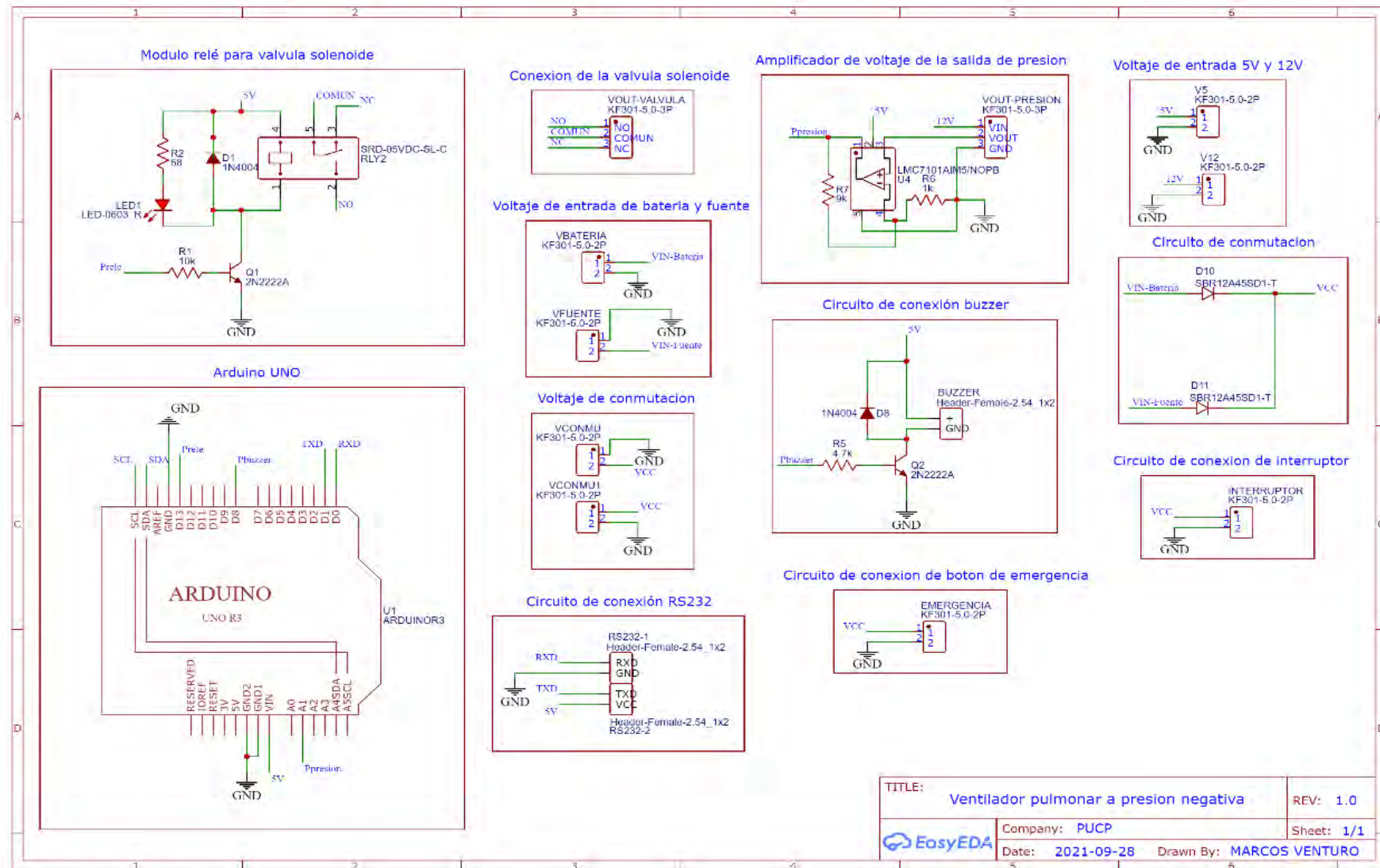
Anexo 2
Diagrama de bloques del sistema



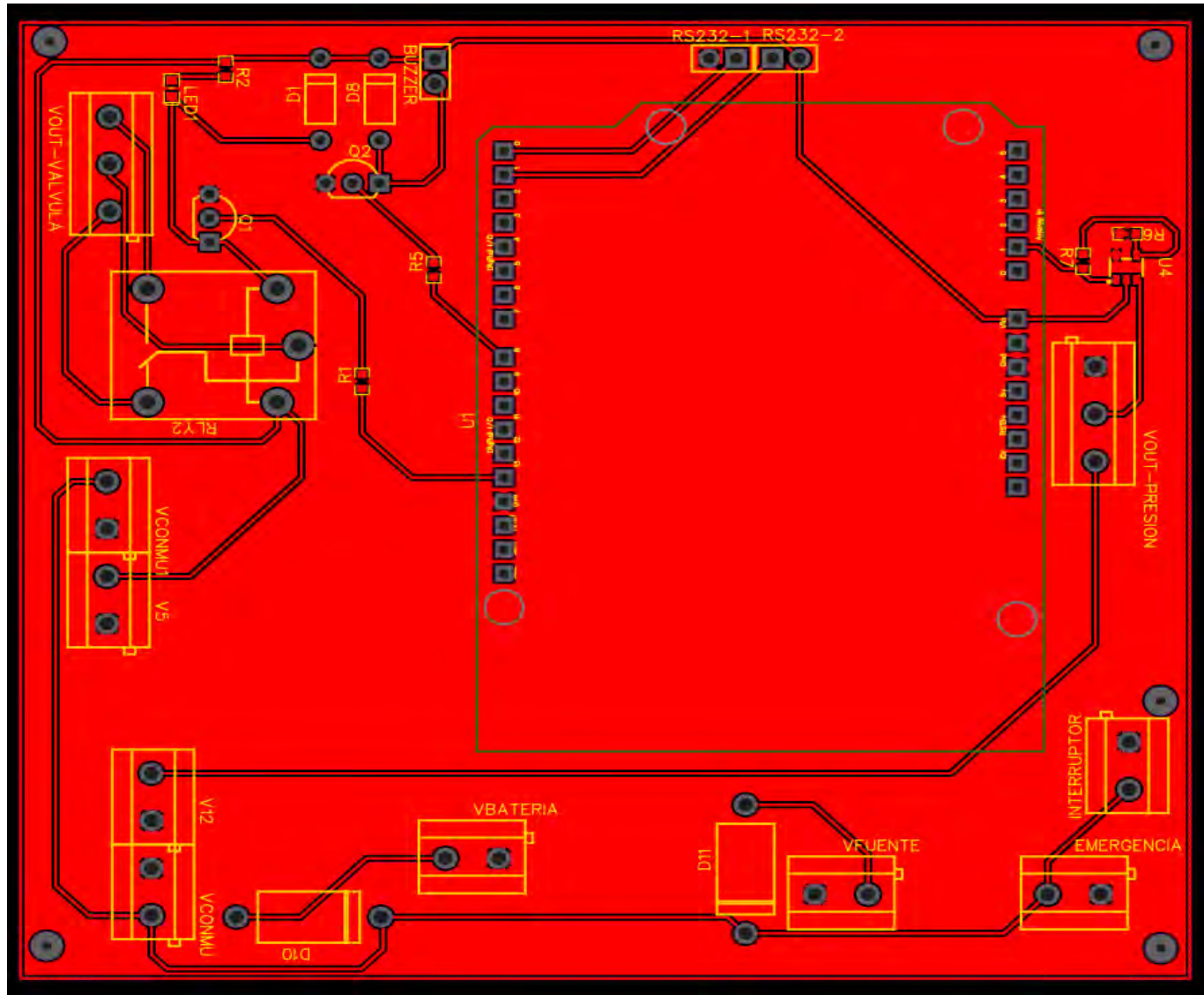
Anexo 3 Diagrama de bloques de componentes seleccionados



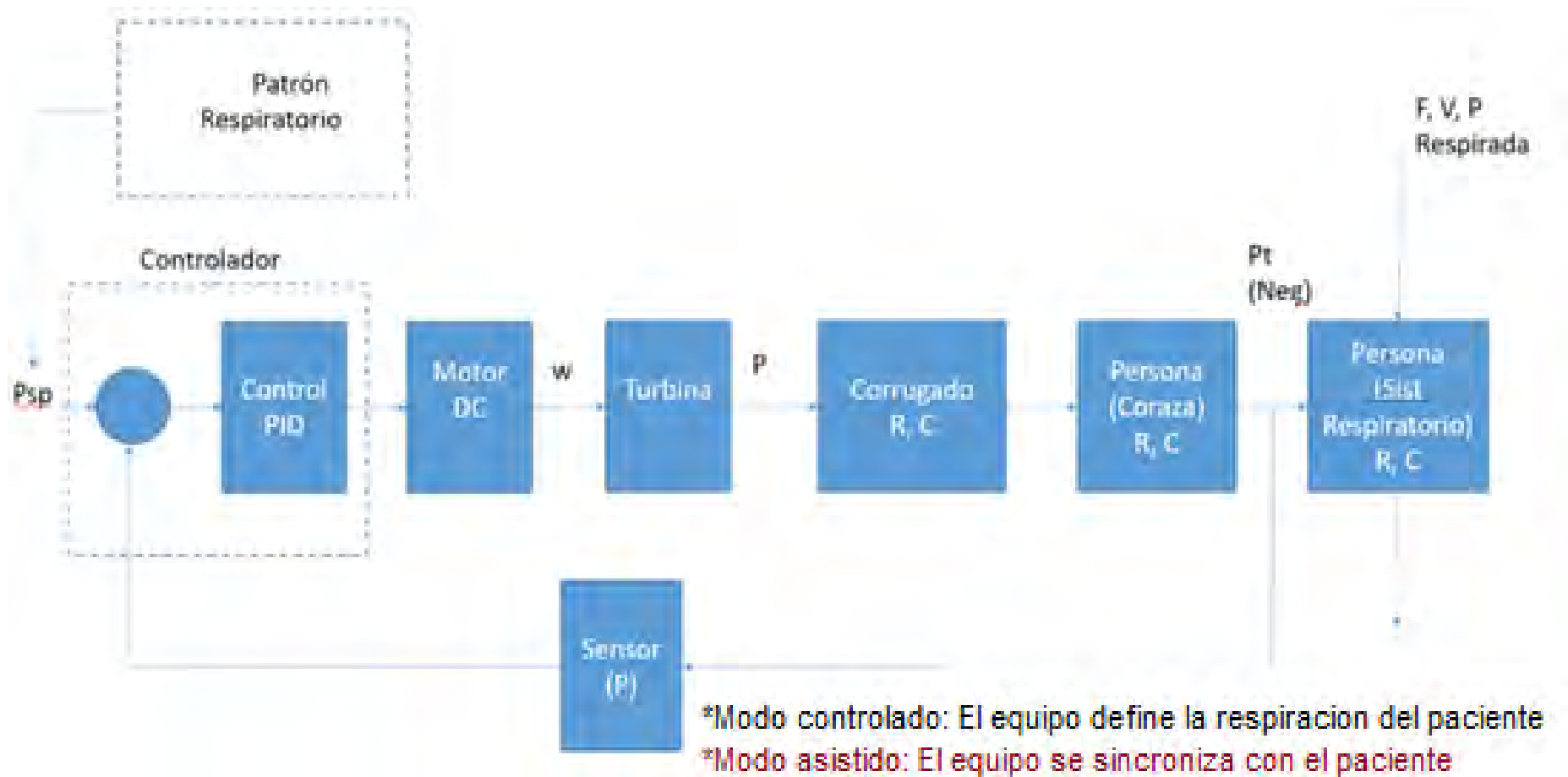
Anexo 4 Diagrama esquemático general del sistema



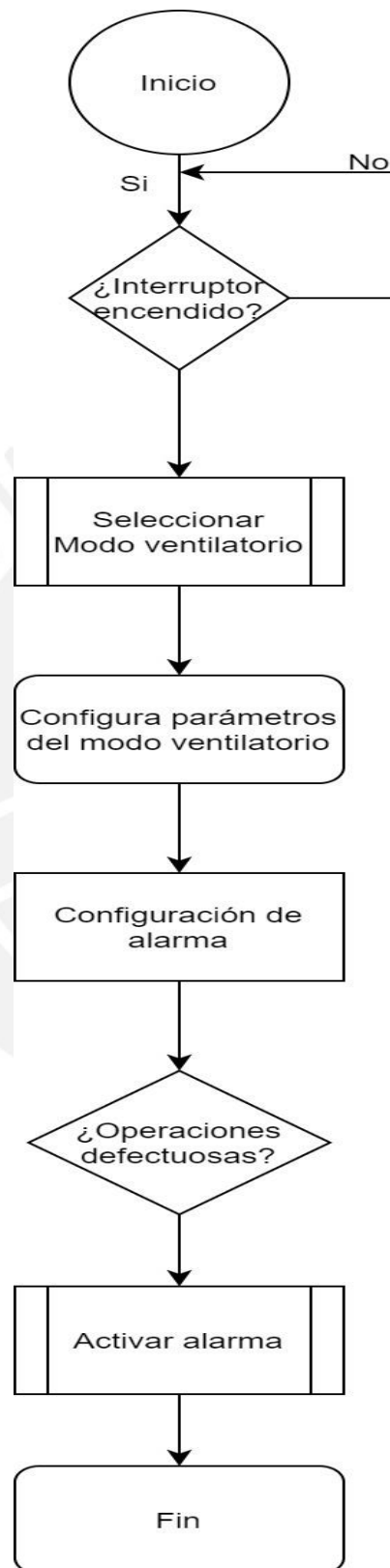
Anexo 5 Placa electrónica



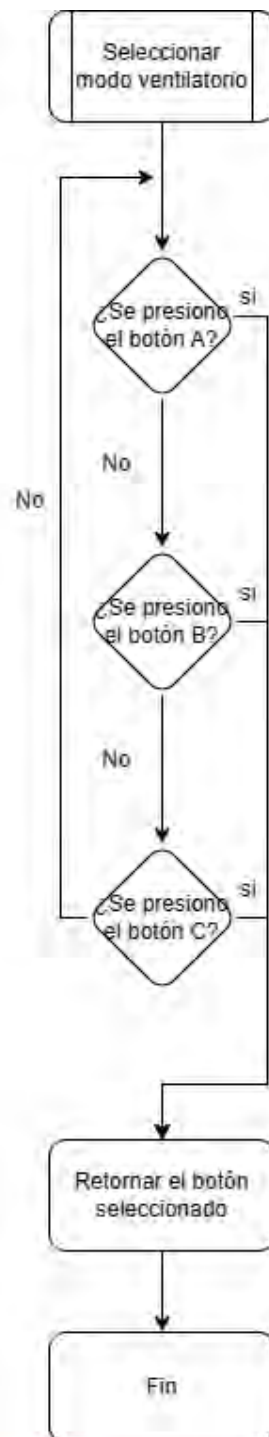
Anexo 6
Diagrama de bloques de control



Anexo 7
Diagrama de flujo general.



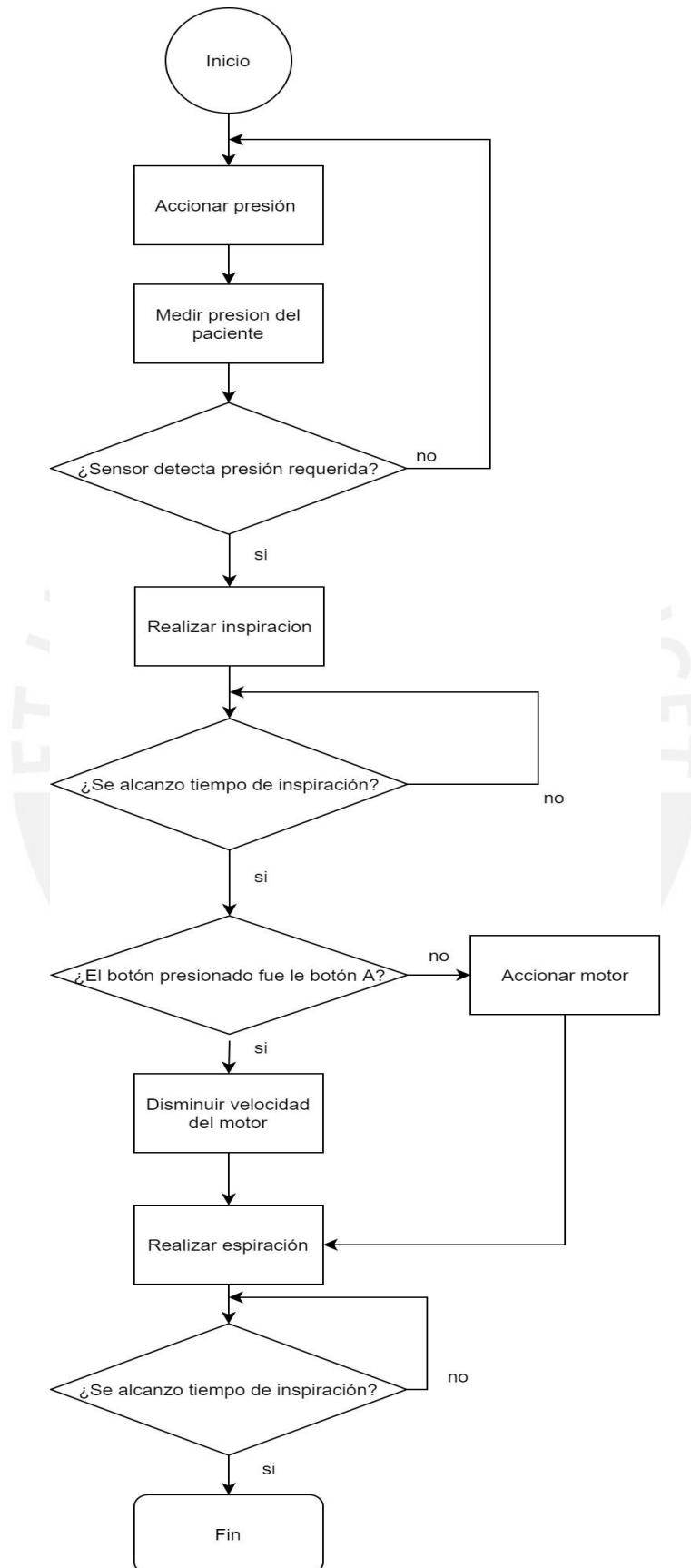
Anexo 8
Diagrama de flujo de seleccionar modo ventilatorio.



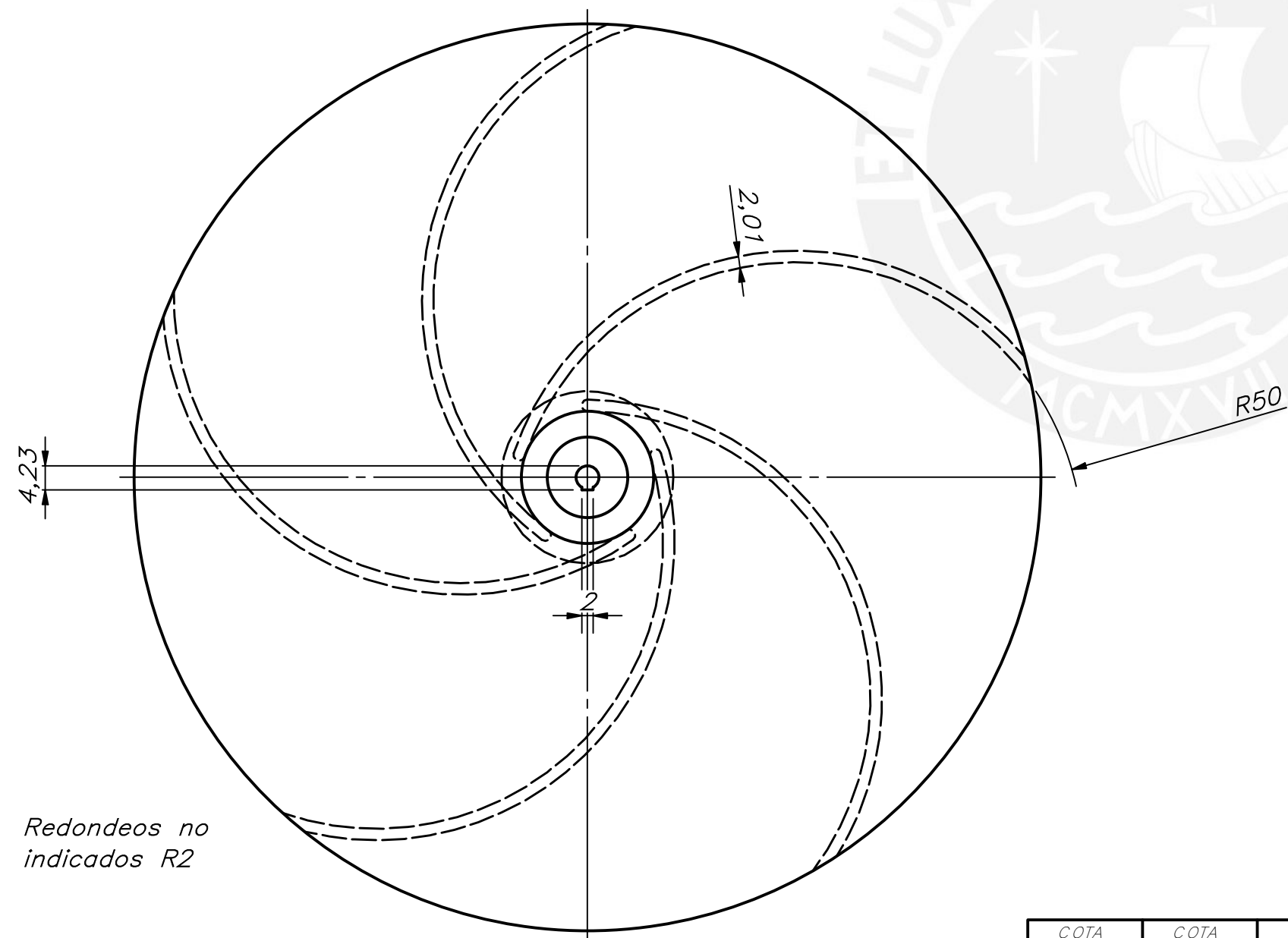
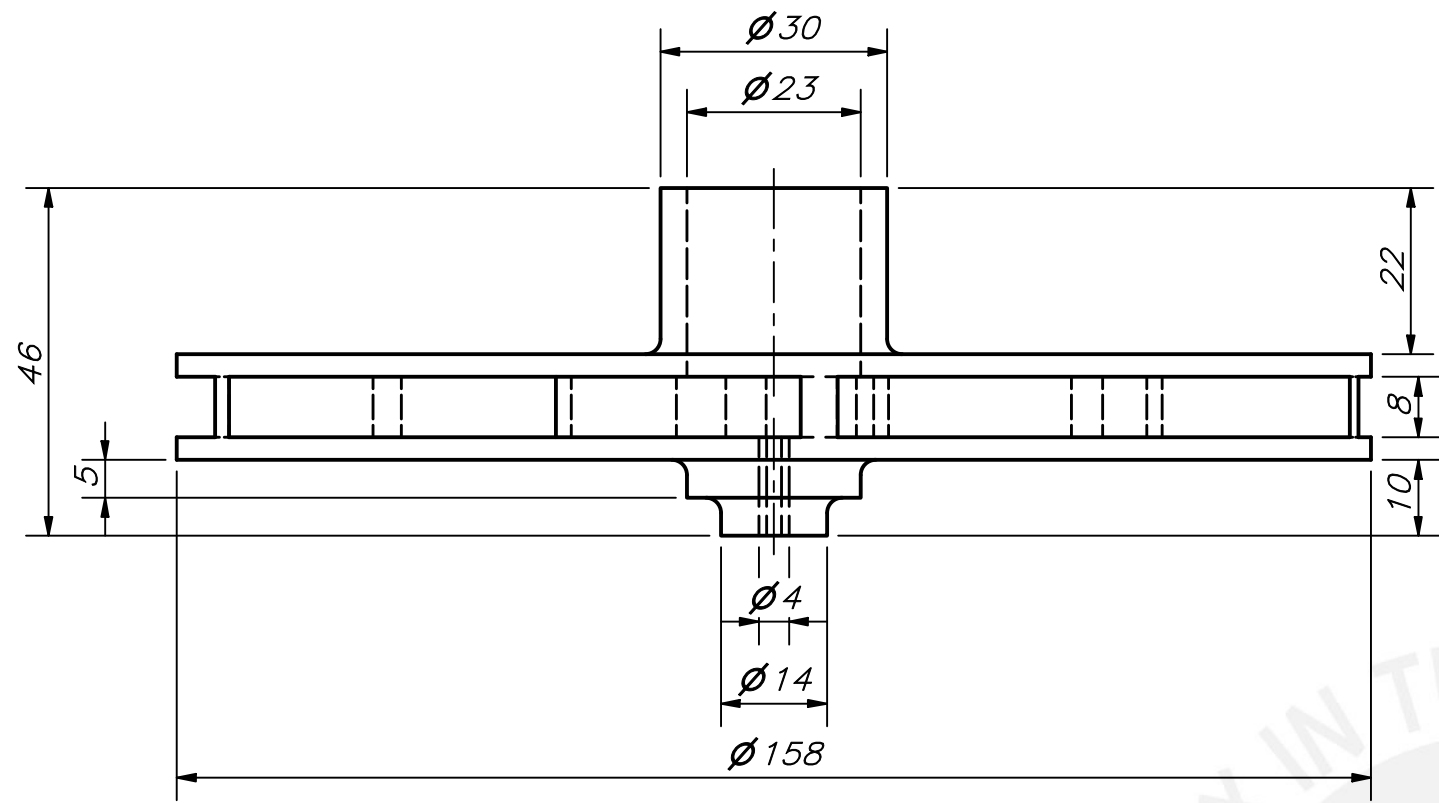
LEYENDA

- Botón A:** Botón de modo presión negativo continuo
- Botón B:** Botón de modo control
- Botón C:** Botón de modo trigger

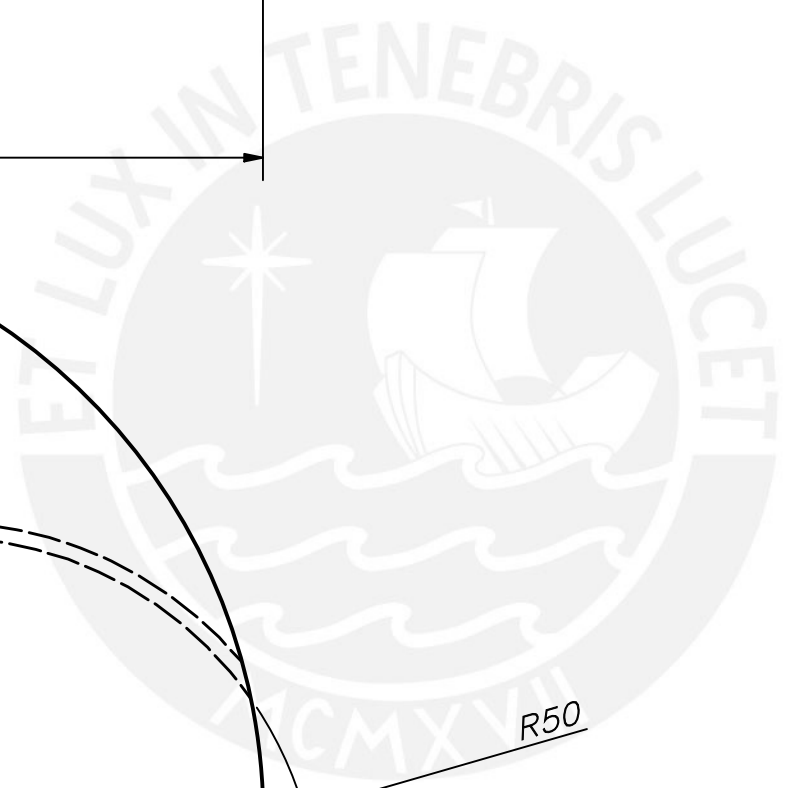
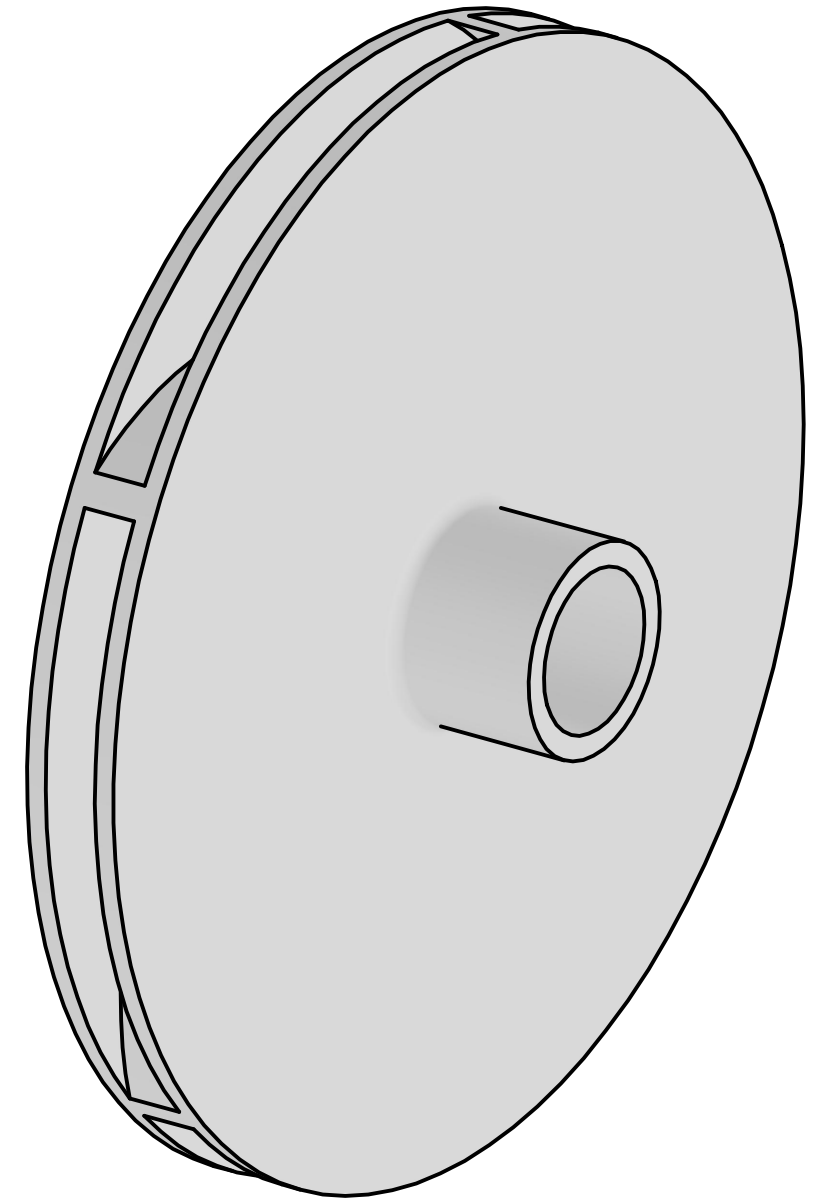
Anexo 9
Diagrama de flujo de ciclo de ventilación.

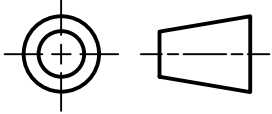


Anexo 10: Lista de planos

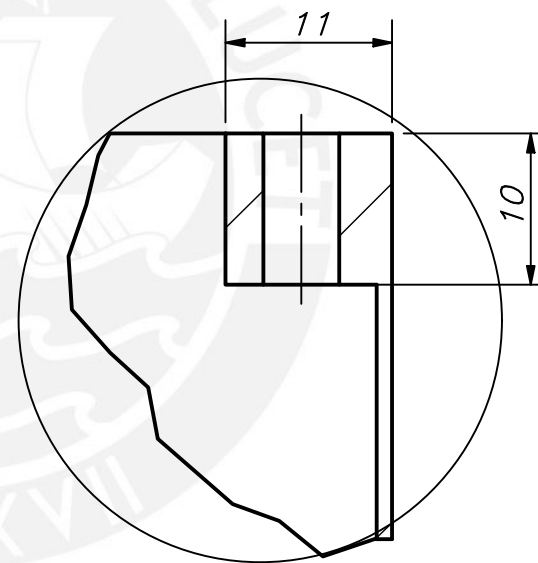
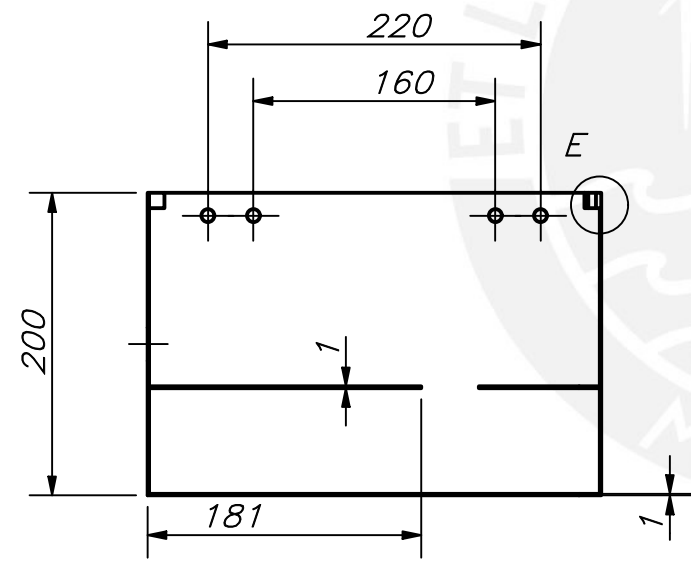
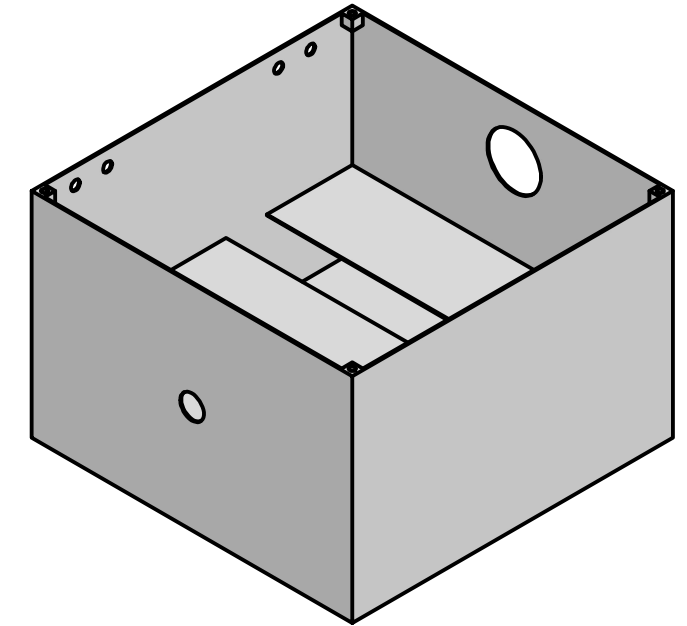
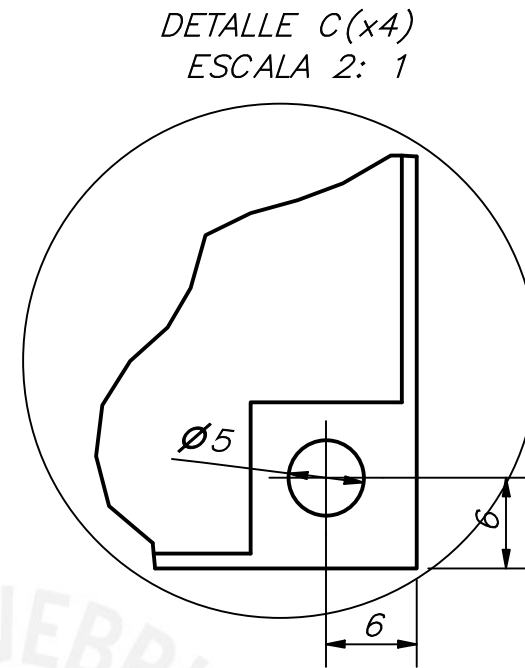
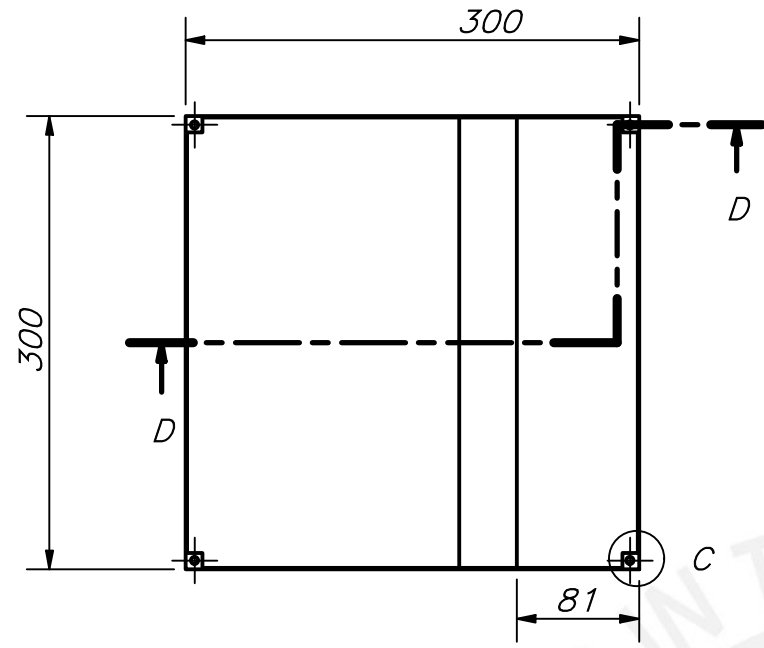
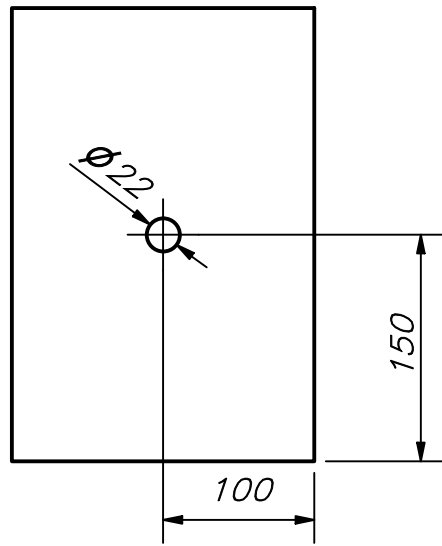


Redondeos no indicados R2



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS INGENIERIA-INGENIERIA MECATRONICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA
	IMPELLER	1:1
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2021.09.05
		PLANO: A3-D01

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

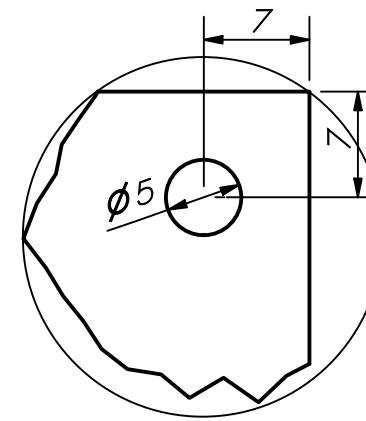
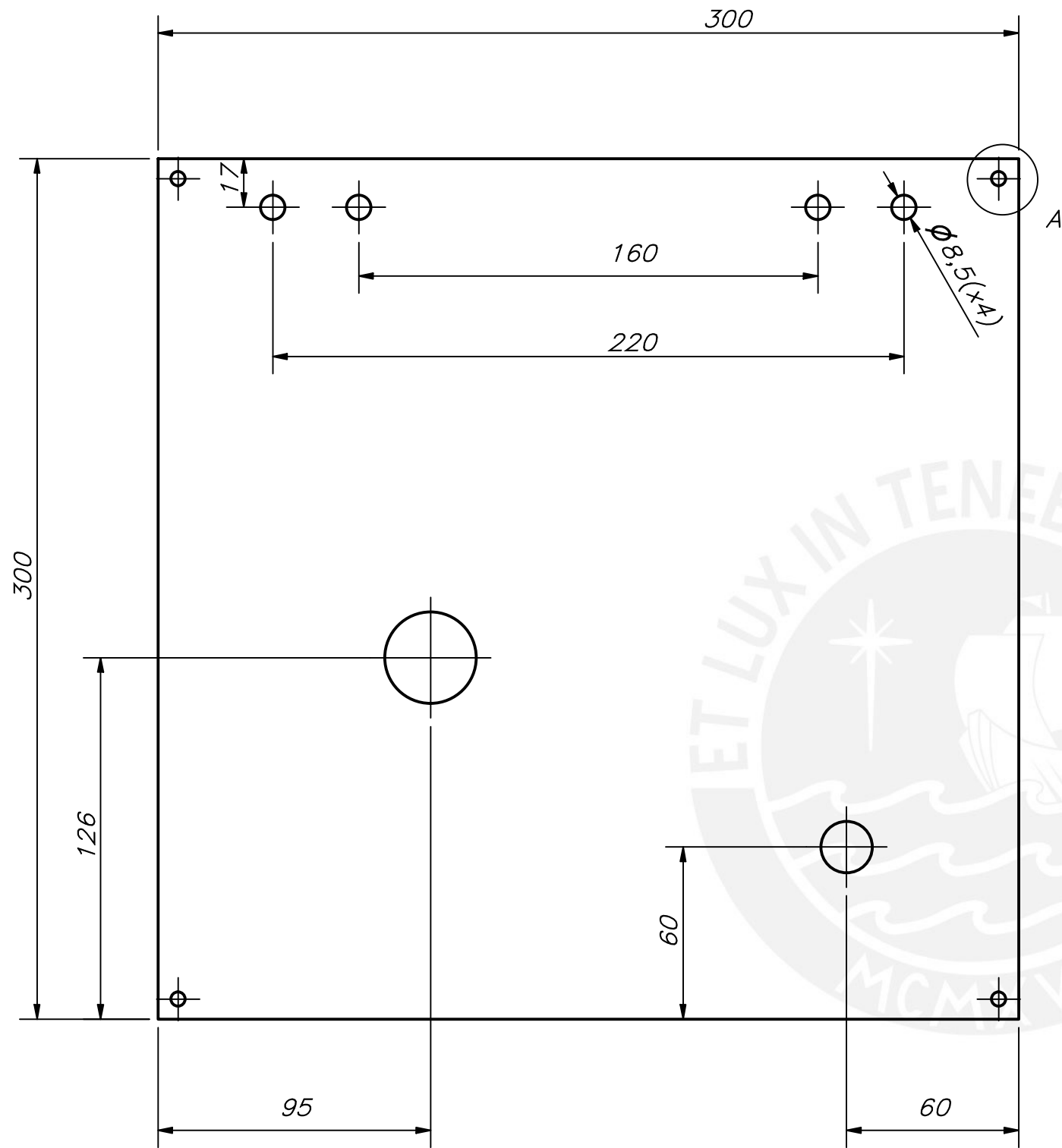


CORTE D-D

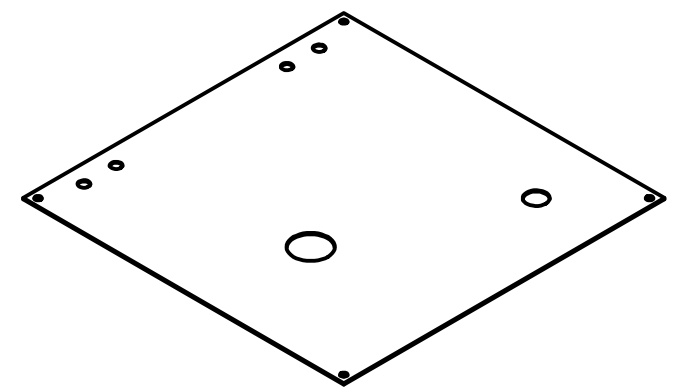
DETALLE E(x4)
ESCALA 2 : 1

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL SEGUN ISO 2768-1	MATERIAL CHAPA DE ACERO INOXIDABLE
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS INGENIERIA-INGENIERIA MECATRONICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECANICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA
	CAJA DE ESTRUCTURA	1:5
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2021.10.28
		PLANO: A3-D02

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
-----------------	----------------	----------------

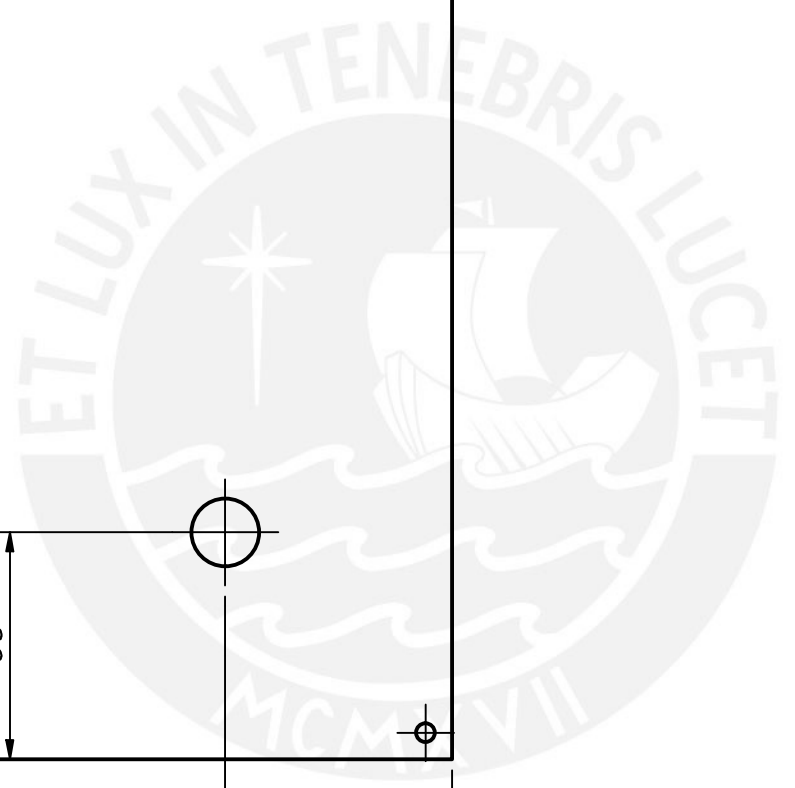


DETALLE A(x4)
ESCALA 2 : 1

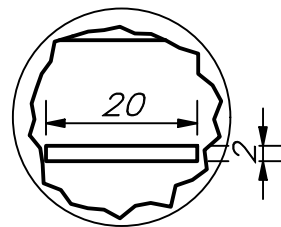
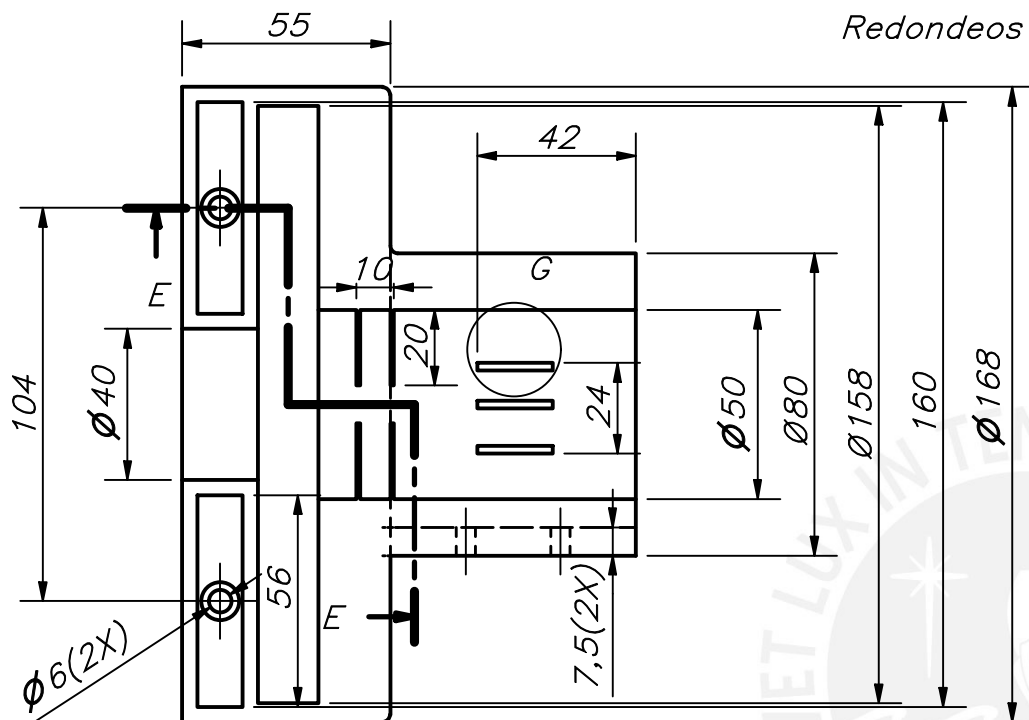


ESPESOR 1 mm

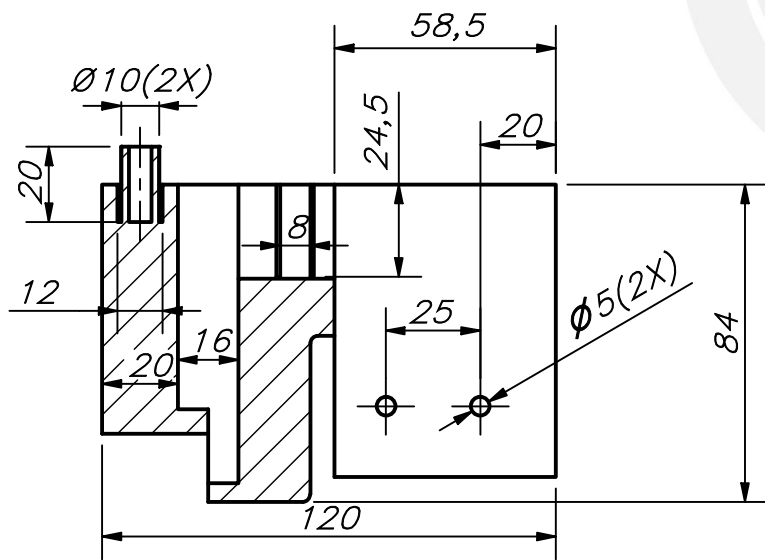
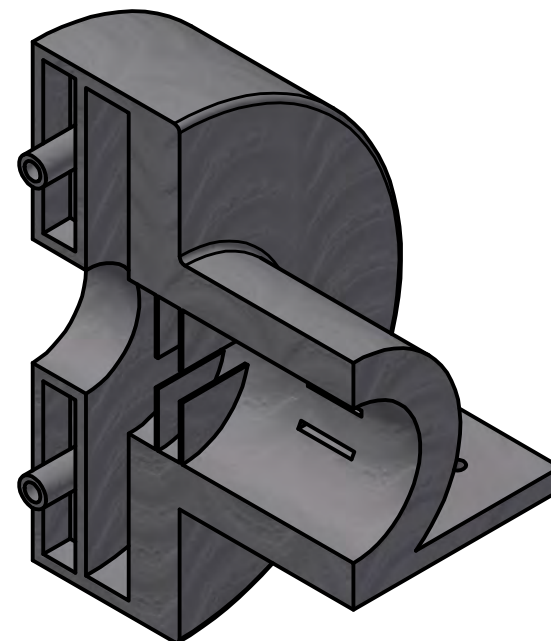
ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL SEGUN ISO 2768-1	MATERIAL CHAPA METALICA
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS INGENIERIA-INGENIERIA MECATRONICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA 1:2
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2021.10.28
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: A3-D03



Redondeos no indicados R2



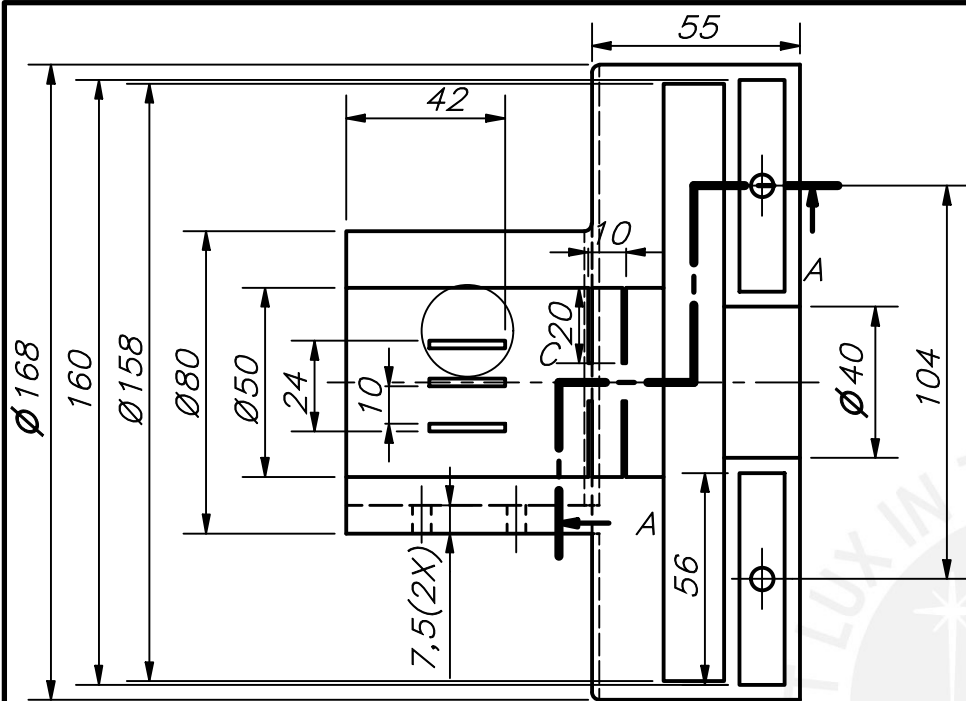
DETALLE G(3X)
ESCALA 1 : 1



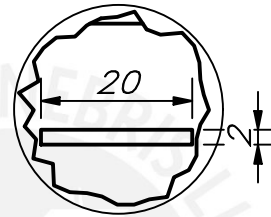
CORTE E-E

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL
		ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA
	CARCARSA DERECHA PARA MOTOR	2:1
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2023.12.12
		PLANO: A4-D04

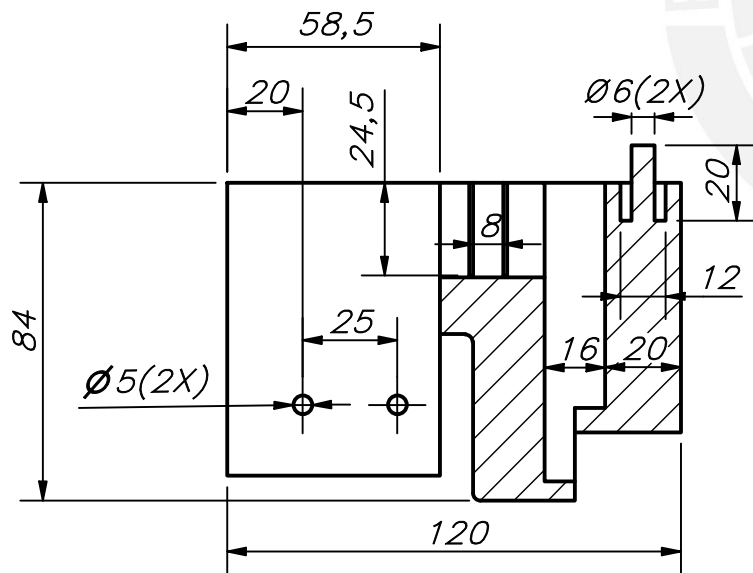
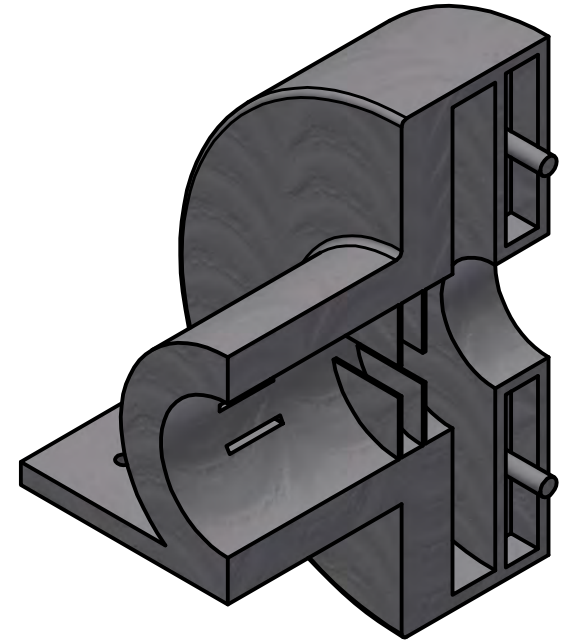
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



Redondeos no indicados R2

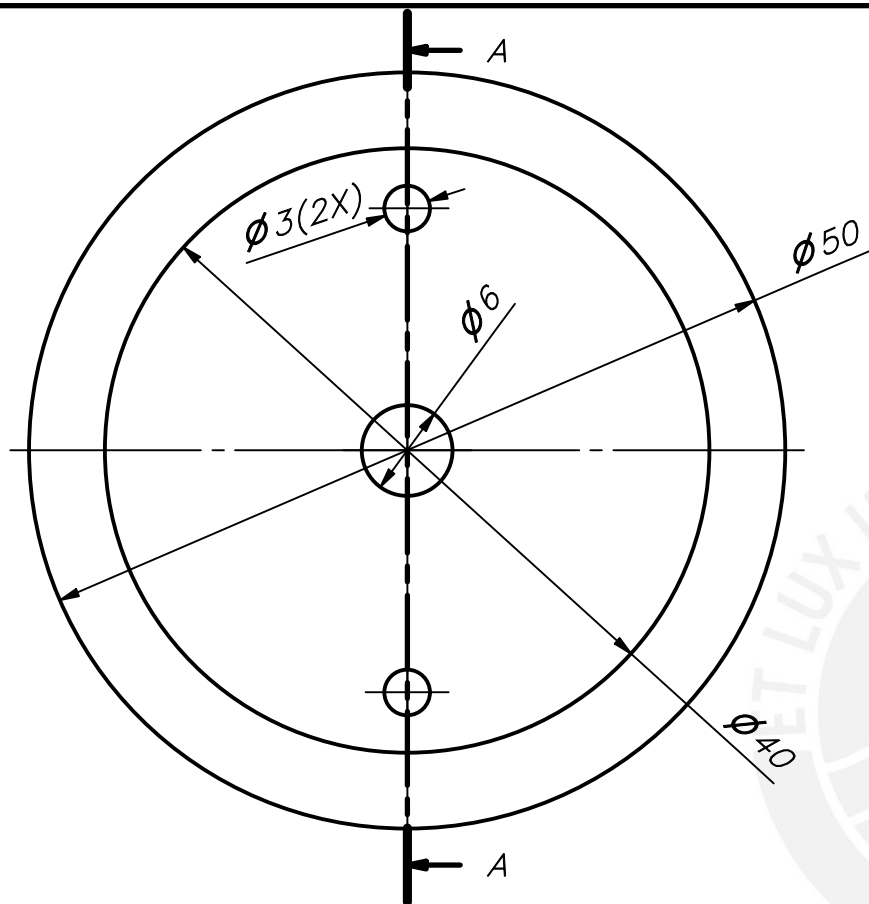


DETALLE C
ESCALA 1 : 1

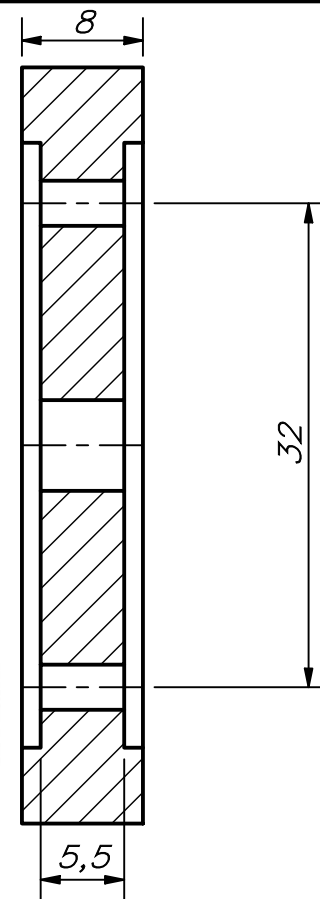


CORTE A-A

ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS. CARCARA IZQUIERDA PARA MOTOR	ESCALA 2:1
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2023.12.20
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: A4-D05

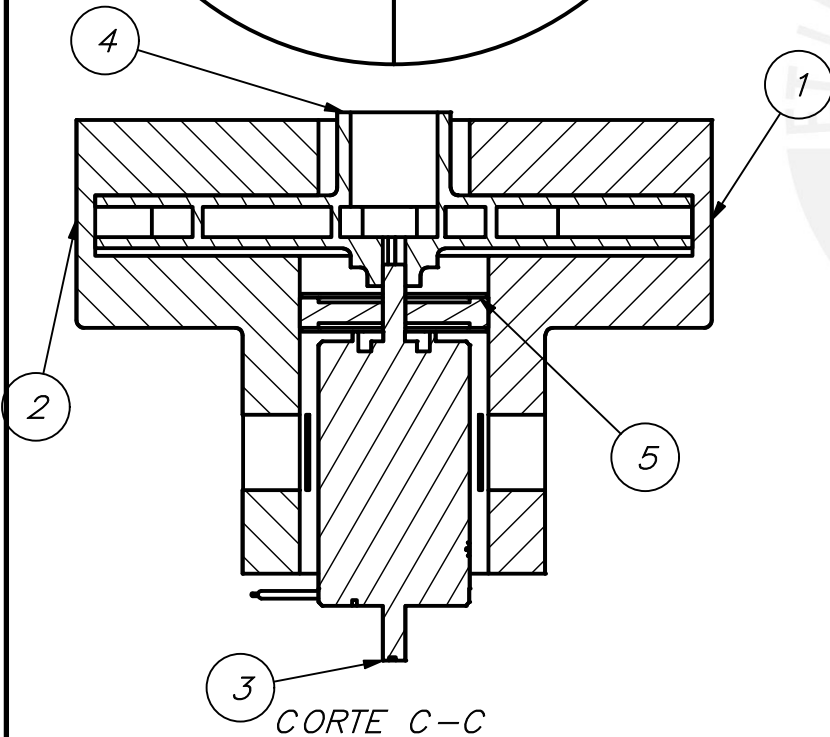
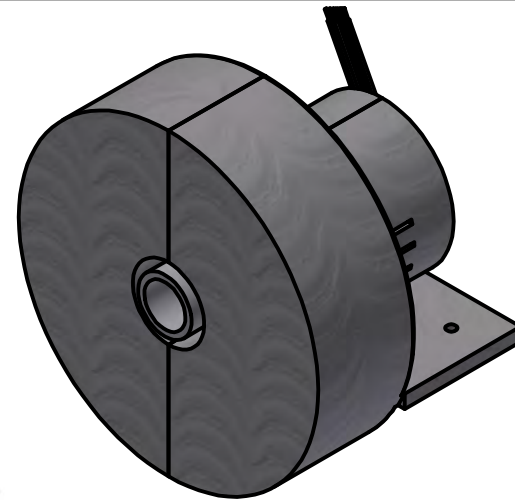
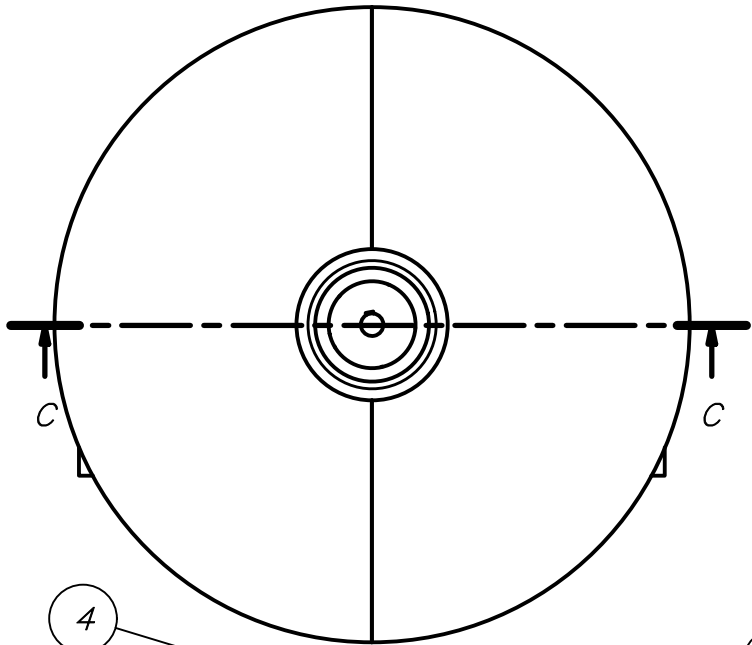


CORTE A-A



ACABADO SUPERFICIAL	TOLERANCIA GENERAL	MATERIAL ABS
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA- INGENIERÍA MECATRÓNICA		
MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA 2:1
	SOPORTE PARA EJE DE MOTOR	
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2022.12.11
COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
		PLANO: A4-D06

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA



3 CORTE C-C

PARTS LIST

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
5	1	Tapa_motor		Steel, Mild, Welded	
4	1	impeller		Generic	
3	1	EC40		Generic	
2	1	CARCASA		Steel, Mild, Welded	
1	1	CARCASA_2		Steel, Mild, Welded	

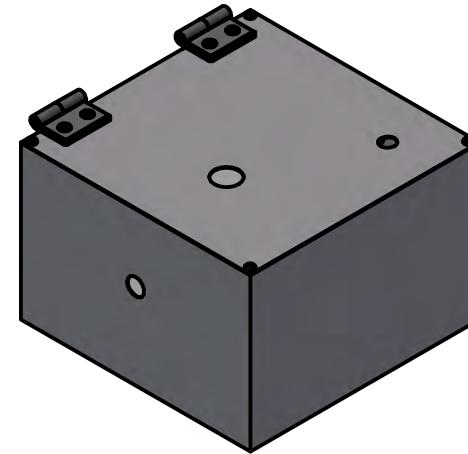
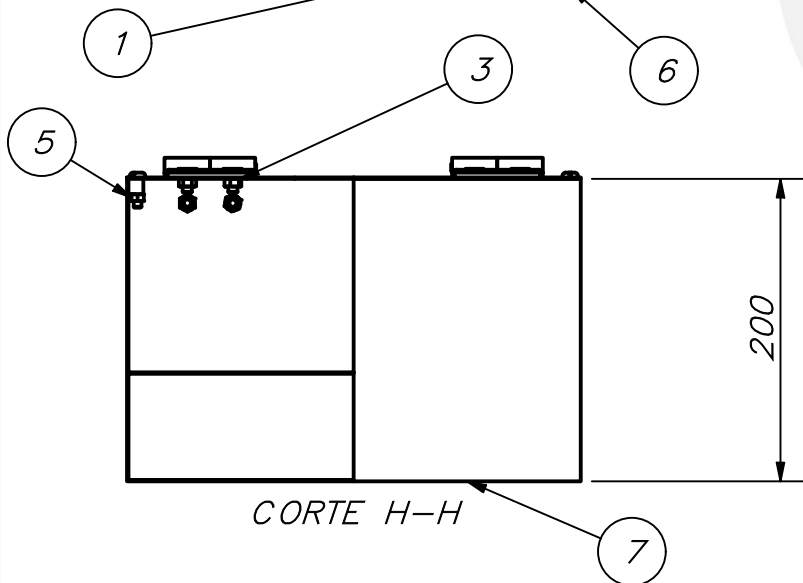
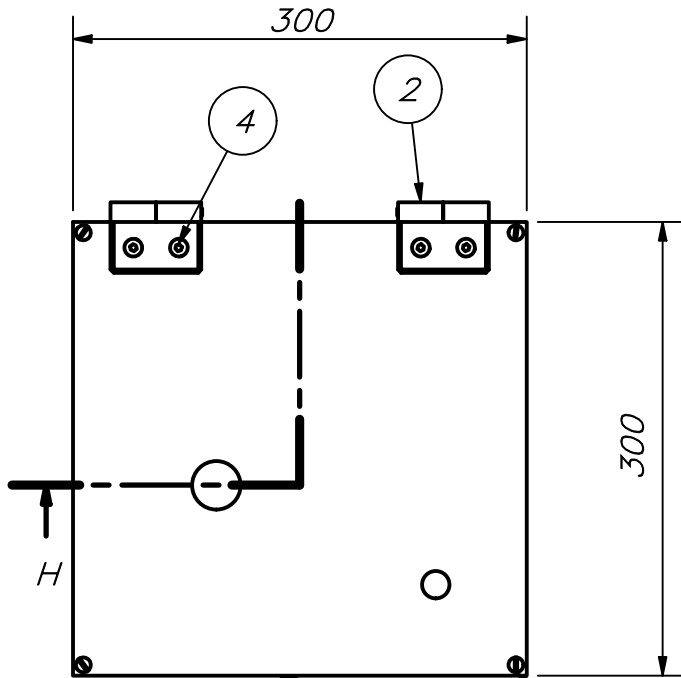
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERIA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA
	ENSAMBLE CARCASA AL MOTOR E IMPELLER	2:1

20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2022.12.10
----------	--	----------------------

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA
--------------	-------------	-------------

PLANO:
A4-E01



PARTS LIST

POS.	CANT.	DESCRIPCIÓN	NORMA	MATERIAL	OBSERVACIONES
7	1	Caja_ventilador		Generic	
6	4	AS 1427 - M5 x 20	AS 1427	Steel, Mild	
5	4	AS 1112 - M5 Type 5	AS 1112	Steel, Mild	
4	8	BS 4168 - M6 x 16	BS 4168	Steel, Mild	
3	8	AS 1112 - M6 Type 5	AS 1112	Steel, Mild	
2	2	1-243-7005			Hinge (die-cast)
1	1	TAPA		Steel, Mild, Welded	

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
 FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA – INGENIERÍA MECATRÓNICA

MÉTODO DE PROYECCIÓN	DISEÑO DE UN VENTILADOR MECÁNICO DE PRESIÓN NEGATIVA TIPO CORAZA PARA EL TRATAMIENTO DE LAS ENFERMEDADES PULMONARES OBSTRUCTIVAS CRÓNICAS EN PERSONAS ADULTAS.	ESCALA
	ENSAMBLE ESTRUCTURA	1:5
20161662	VENTURO ASCASIBAR, MARCOS ALEXANDER	FECHA: 2021.11.01

COTA NOMINAL	COTA MÁXIMA	COTA MÍNIMA

PLANO:
A4-E02

Anexo 11

Código del modelamiento matemático del impeller

```
function Q = fcn(w)

r1=0.016;
r2=0.079;
fi=0.5;
ah=7476.89;
areal=0.001037;
area2=0.008170;
beta2=155.6;
betal=10;
g=9.8;
b=den*(r2^2 -r1^2);
c=den*(r2*cot(beta2*pi/180)/area2 - r1*cot(pi*betal/180)/areal);
e=fi*(r2*cot(beta2*pi/180)/(area2*g) - r1*cot(betal*pi/180)/(areal*g));
f=fi*(r2^2 -r1^2)/g;
A=(0.035^2)*pi/4;
Q=w*r1*areal*1000;
hp=-ah*Q^2-e*Q*w-f*w^2;
```



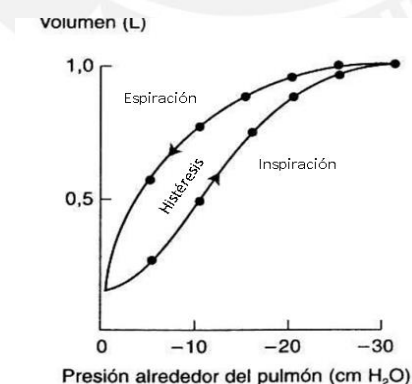
Anexo A

Tensión superficial alveolar

Se debe a que las fuerzas entre líquido son más intensas que las entre líquido y gas, lo que reduce el tamaño de la superficie del líquido (West, 2009). Estas fuerzas dependen del radio de curvatura del alvéolo y equilibran las diferencias de presión entre el interior y el exterior. Si el líquido rodeara los alvéolos, la alta tensión superficial resultaría en una presión pleural de -28 cmH₂O (Ley de Laplace), causando colapso y agrandamiento alveolar. El surfactante pulmonar reduce la tensión superficial, logrando una presión pleural de -5 cmH₂O (Universidad de Cantabria, 2011).

Histéresis

Refleja la pérdida de energía en el pulmón durante cada ciclo respiratorio debido a la necesidad de aplicar presiones más altas para abrir que para cerrar las vías respiratorias. La presión inspiratoria es mayor que la espiratoria para un volumen pulmonar dado (Escribano, Ramos, Sanchis, 2016). La Figura 2.2 muestra la histéresis del ciclo respiratorio, y esta varía según las propiedades mencionadas, que están vinculadas a la presión y volumen en cada ciclo.



Tecnología de motores DC y controlador para ventiladores de presión negativa

Los motores DC convierten electricidad en energía mecánica, siendo esenciales en automatización al eliminar la necesidad de combustibles fósiles. Actualmente, se viene

enfocando el uso de motores sin escobillas, los cuales son más potentes y compactos. Hay 3 tipos de motores DC: paso a paso, brushed y brushless (Pascual, 2019).

Motores paso a paso

El motor paso a paso es un tipo de motor DC que se controla mediante impulsos eléctricos para lograr movimientos angulares controlados con alta precisión y exactitud. No necesitan un controlador especial, ya que funcionan por pasos, lo que permite medir la distancia recorrida (Pascual, 2019). La Figura 2.9 ilustra un motor paso a paso junto con su controlador para su operación.



Figura 2.9. Motores a paso (Pascual,2019)

Motores Brushed

El motor eléctrico con escobillas conduce la corriente del estator hacia el bobinado del rotor, lo que crea atracción y repulsión entre el estator y el rotor. Sin embargo, el rozamiento generado por las escobillas reduce la potencia y la eficiencia del motor. Este tipo de motor no necesita un controlador especial para su rotación, ya que esta se logra de manera mecánica (Pascual, 2019). La Figura 2.10 muestra una representación de un motor con escobillas.



Figura 2.10. Motores Brushed (Circuit Digest,2019)

Motores Brushless

Los motores sin escobillas son cada vez más populares en diversas aplicaciones, como la tecnología médica. Empresas como HSIEN y MAXON fabrican motores confiables ideales para dispositivos médicos y prótesis. Al prescindir de escobillas, estos motores son duraderos y ofrecen mayor potencia y eficiencia en comparación con los motores con escobillas. La diferencia clave radica en su método de control de velocidad y rotación, que puede incluir sensores (Brushless sensed o Brushless sensorless) (Pascual, 2019). La Figura 2.11 ilustra un motor sin escobillas de la marca HSIEN.



Figura 2.11. Motores Brushless (HSIEN, s.f)

Brushless sensed

Son motores con un sistema de control que envía señales digitales para monitorear en tiempo real la posición del rotor y ajusta la secuencia de tensión según la carga (Pascual, 2019). La Figura 2.12 muestra un controlador con sensor para motores brushless sensed.



Figura 2.12. Controlador para Brushless sensed (ZOOMMALL, s.f)

Brushless sensorless

Estos motores carecen de sensores y se conectan a un variador que ajusta la secuencia de tensión según la fuerza electromotriz (back-EMF) para controlar la posición del rotor. Son

más económicos que los motores Brushless sensorless (Pascual, 2019). La Figura 2.13 ilustra un controlador para motores brushless sensorless.



Figura 2.13. Controlador para Brushless sensorless (AliExpress, s.f)

Se creó la Tabla 2.2 para comparar motores DC. El motor paso a paso es preciso, pero poco potente y ruidoso, no recomendable en equipos médicos. Por otro lado, los motores con escobillas son ineficientes y lentos. Los motores sin escobillas son costosos y requieren un control complejo, pero son silenciosos y eficientes, siendo una opción viable en equipos médicos.

Tabla 2.2 Comparativa de los motores DC

	Ventajas	Desventajas
Motores paso a paso	Exactitud en el posicionamiento	Muy pesado
	Confiable y duradero ya que no posee escobillas	Si se varía la fuerza magnética, se efectúa el rendimiento del motor
	Gran rango de velocidades de rotación, ya que responde a la frecuencia de pulsos de entrada digitales.	Baja potencia Alto ruido
Motores Brushed	Sistema de bajo costo Circuito de control simple y económico Funciona a condiciones extremas	Mayor mantenimiento Menor rango de velocidad Alto ruido electrónico

	Se le puede extender la vida útil	Baja eficiencia debido a las escobillas
	Mantenimiento bajo y larga vida útil	Elevado costo
Motores	Mayor potencia y velocidad	Necesita de un sistema de control
Brushless	Mayor eficiencia	que normalmente es caro y complejo de realizar
	Menos ruidoso	
	Menor tamaño y peso	

Instrumentación y control

Transductores de presión

Para medir la presión en equipos médicos, se emplean transductores, siendo los extensométricos los más comunes. Estos convierten la presión en una señal eléctrica analógica mediante galgas extensiométricas. Funcionan por la deformación de extensómetros en un diafragma de Wheatstone, lo que cambia la resistencia eléctrica proporcionalmente a la presión (Ashby, 2006). La Figura 2.14 muestra un transductor de presión de 10 bar en equipos médicos como autoclaves.



Figura 2.14. Transductores de presión. (Sensing ,s.f.)

Sensor de flujo

Los sensores de flujo en entornos críticos, como hospitales, difieren de los utilizados en mediciones de tuberías. Fabricados en plástico, operan de varias formas: el "de hilo caliente" mide el flujo enfriando y calentando un hilo a temperatura constante, el método de presión

diferencial usa transductores conectados a puntos de medición de presión y los sensores tipo vórtice miden la turbulencia generada por vórtices, proporcional al flujo (Ashby, 2006). La Figura 2.15 ejemplifica estos sensores en equipos médicos.

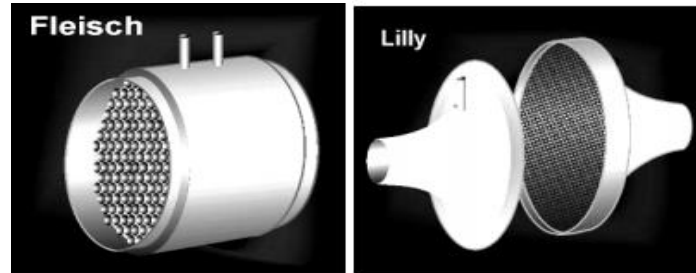


Figura 2.15. Sensores de flujo (Ashby,2006)

Electroválvulas

Las electroválvulas son dispositivos que regulan el flujo mediante impulsos eléctricos, siendo controlables por software y adecuadas para lugares de difícil acceso. En medicina, son pequeñas y de material polimérico, empleadas para controlar el flujo y proteger equipos médicos (Distritec, 2020). La Figura 2.16 ilustra electroválvulas comerciales.



Figura 2.16. Electroválvulas (Distritec,2020).

Algoritmos de control

Los algoritmos de control mejoran la administración y precisión de parámetros clave en la generación de flujos y presiones óptimas para la ventilación. Las Figuras 2.17, 2.18 y 2.19 ejemplifican algoritmos utilizados en ventiladores de presión positiva, aplicables a ventiladores de presión negativa.

```

ALGORITMO PARA EL CONTROL DE LA PRESIÓN PP
leer estado de ciclo
leer presión máxima
leer presión mínima
If (ciclo=1)
  While
    leer voltaje de sensor de presión
    convertir a unidades (cmH2O)
    If (presión_sensada <= presión mínima)
      or (presión_sensada >= presión máxima)
      | alarma_presión=1
      | else
      | alarma_presión=0
      end If
    If (presión_sensada >= 0) and (presión_sensada <= 5)
      | alarma_circuito_paciente=1
      | else
      | alarma_circuito_paciente=0
      end If
    calculo de error entre presión sensada y configurada
    control PID
    activar/desactivar la válvula proporcional
  end While
end If

```

Figura 2.17. Algoritmo de control de presión (“Algoritmos para el control de parámetros ventilatorios en equipos mecánicos emergentes”, por Universidad, Ciencia y Tecnología ,2020)

```

ALGORITMO PARA EL CONTROL DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA
leer la frecuencia respiratoria
leer el tiempo inspiratorio
leer pausa inspiratoria
tiempo ciclo=frecuencia respiratoria/60
tiempo espiratorio=tiempo ciclo - tiempo inspiratorio
If (pausa inspiratoria > 0)
  | tiempo espiratorio= tiempo inspiratorio - pausa inspiratoria
end If

```

Figura 2.18. Algoritmo de control de frecuencia respiratoria (“Algoritmos para el control de parámetros ventilatorios en equipos mecánicos emergentes”, por Universidad, Ciencia y Tecnología ,2020)

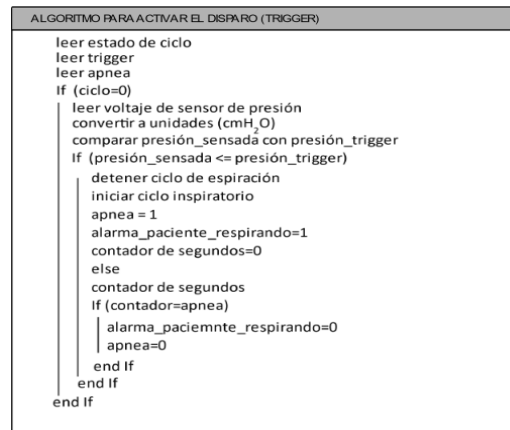


Figura 2.19. Algoritmo de control del modo Trigger (“Algoritmos para el control de parámetros ventilatorios en equipos mecánicos emergentes”, por Universidad, Ciencia y Tecnología ,2020)

Procesos de fabricación de componentes para un ventilador mecánico

Laminación en frío

Es un proceso por medio del cual se obtienen tiras o láminas con un mejor acabado superficial y tolerancias dimensionales a temperatura ambiente, además se mejoran las propiedades mecánicas debido al endurecimiento por deformación (ECI,2020). La Figura 2.20 muestra los pasos que sigue el proceso de laminación en frío para llegar al producto final.

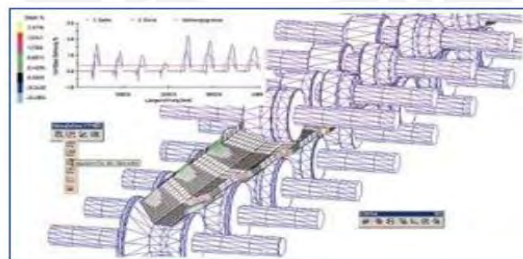


Figura 2.20. Laminación en frío (ECI, 2020)

Plegado

Es un proceso de conformado en el cual se realiza una deformación plástica para dar determinado ángulo a una chapa. Para realizar el conformado o plegado de chapa se usan

máquinas como plegadora o prensa hidráulica (MECASINC,2020). La Figura 2.21 muestra la muestra el producto final después de realizar el proceso de plegado.



Figura 2.21. Plegado (MECASINC,2020)

Soldadura

Es un proceso de unión entre dos o más piezas, normalmente de metal, que se da mediante calor. Se añade un aporte de este material, se hace la unión y finalmente se deja enfriar para realizar la junta (CEIF,2020). La Figura 2.22 muestra la unión de piezas a través de la soldadura.



Figura 2.22. Soldadura (CEIF,2020)

Impresión 3D

Es un tipo de tecnología que es capaz de crear objetos en 3D mediante la superposición de capas sucesivas de un material. Los plásticos y las aleaciones de metales son los materiales más usados para la impresión 3D; sin embargo, se puede utilizar otros materiales como tejidos vivos (Autodesk, s.f.). La Figura 2.23 el producto final impreso en 3D.



Figura 2.23. Impresión 3D (Autodesk, s.f.)

Circuitos impresos

El circuito impreso es un soporte físico donde se colocan y se conectan los componentes electrónicos a través de pistas conductoras. La mayoría de estas pistas son hechas de cobre y, año tras año, se han reducido de forma considerable siendo más compactas y de mejor precisión (montajedecircuitosimpreso, s.f.). La Figura 2.24 muestra el producto final de un circuito impreso.



Figura 2.24. Circuito impreso (montajedecircuitosimpreso, s.f.)

Anexo B

Entrevista a Raúl Diez Canseco Terry

El 10 de septiembre del año 2020, a través de una entrevista realizada en el programa “Buenos Días Perú” a Raúl Diez Canseco Terry, economista, empresario y político peruano, menciona que el lote adquirido de ventiladores mecánicos por Respira Perú, pueden ser usados en distintos ambientes y no solo en un ambiente de UCI. Además, indica que este equipo solo requiere de oxígeno para su funcionamiento, lo cual lo hace de fácil instalación y funcionamiento. Se adjunta el enlace de la entrevista.

<https://www.facebook.com/watch/?v=328066221837825>

Entrevista a Alonso Tenorio

El 19 de mayo del año 2020, a través de una entrevista realizada en el programa “Que está pasando” al investigador de la Universidad Nacional de Ingeniería, Alonso Tenorio menciona que el ventilador diseñado es de bajo costo comparado con los comerciales y que los materiales utilizados son de adquisición nacional. Se adjunta el enlace de la entrevista.

<https://www.facebook.com/watch/?v=857426878112032>

Entrevista a Eduardo Herdocia

El médico ecuatoriano, Eduardo Herdocia en una entrevista realizada en el programa “Buenos Días Perú” menciona que el ventilador adquirido por Respira Perú se puede utilizar en pacientes leve, moderado o grave, lo cual lo hace posible adaptarse a diferentes fases de enfermedades respiratorias. Se adjunta el enlace de la entrevista.

<https://www.youtube.com/watch?v=hVbwLJnCTPQ>

Entrevista a Luis Vásquez

El director y médico neurólogo del hospital Hermilio Valdizan, Luis Vásquez, menciona que tanto la infraestructura como el equipamiento médico se encuentra en precarias condiciones.

Asimismo, indica los equipos que tienen en el hospital se les tiene que dar mantenimiento

mas seguido debido a su que no se ha renovado su tecnología y presentan una antigüedad de más de 20 años. Asimismo, la falta de personal especializado para el uso de los equipos no permite aprovechar las funcionalidades de estos. Se adjunta el enlace de la entrevista.

<https://www.youtube.com/watch?v=EyD4vpDcHak>

Entrevista a médicos intensivistas – Proyecto MASI

Médicos intensivistas que apoyaron en la validación del Proyecto MASI, indican que la tecnología utilizada en los ventiladores es de gran importancia ya que permite versatilidad en su funcionamiento. De la misma manera, resaltan que un equipo debe ser simple en funcionamiento, sin perder lo básico y necesario para su funcionamiento. Además, la forma amigable e intuitiva que debe presentar hace que un nuevo personal de salud pueda aprender fácilmente. Finalmente, la autonomía del equipo deber garantizar el cuidado del paciente. Se adjunta el enlace de la entrevista.

<https://www.youtube.com/watch?v=EyD4vpDcHak>

