



**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE TECNOLOGÍA**

**PROPUESTA PARA UN MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO – NEUMÁTICO
PARA VENTILACIÓN MECÁNICA**
Proyecto de grado presentado para optar por el título de licenciado en diseño tecnológico.

**Director
Luis Carlos Sarmiento Vela**

**Kevin Daniel Castillo Gómez
Javier Esteban Quintero Salcedo
Departamento de Tecnología
Licenciatura en Diseño Tecnológico
2020**

RESUMEN

Por medio del presente documento se busca poner en evidencia la escasez de ventiladores mecánicos disponibles en el país y las falencias que poseen los miembros del personal médico por falta de dichos ventiladores, es por esto que se busca mejorar un modo ventilatorio con el propósito de aliviar la escases de ventiladores y facilitar de cierta manera la labor del personal médico.

Para esto proponemos un sistema de potencia mecánico – neumático tipo “jeringa” que generará el oxígeno necesario para un paciente en específico con dificultades respiratorias y buscará ayudar con la alta demanda de ventiladores, se realizara el diseño del sistema en CAD (SolidWorks) además se realizarán simulaciones en MSC Adams versión estudiantil con el fin de hacer un análisis cinemático y dinámico del sistema.

TABLA DE CONTENIDO

CONTENIDO

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
1.1 PROBLEMÁTICA.....	1
1.2 DELIMITACIONES DEL PROBLEMA	1
1.3 JUSTIFICACIÓN.....	2
2. OBJETIVOS	4
2.1 OBJETIVO GENERAL	4
2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO	4
3. MARCO TEÓRICO	5
3.1 ANTECEDENTES.....	5
3.1.1.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	5
3.1.1.2 Resumen.....	5
3.1.1.3 Funcionamiento.....	7
3.1.1.4 Resultados y conclusiones más importantes.....	8
3.1.2.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	8
3.1.2.2 Resumen.....	9
3.1.2.3 Resultados y conclusiones más importantes.....	9
3.1.3.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	10
3.1.3.2 Resumen.....	10
3.1.3.3 Resultados y conclusiones más importantes.....	11
3.1.4.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	12
3.1.4.2 Resumen.....	13
3.1.4.3 Funcionamiento.....	13

3.1.4.4 Resultados y conclusiones más importantes.	14
3.1.5.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	15
3.1.5.2 Resumen.	15
3.1.5.3 Funcionamiento.	16
3.1.5.4 Resultados y conclusiones más importantes.	19
3.1.6.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	20
3.1.6.2 Resumen.	20
3.1.6.3 Funcionamiento.	21
3.1.6.3 Resultados y conclusiones más importantes.	21
3.1.7.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	23
3.1.7.2 Resumen.	23
3.1.7.3 Resultados y conclusiones más importantes.	23
3.1.8.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	24
3.1.8.2 Resumen.	24
3.1.8.3 Resultados y conclusiones más importantes.	26
3.1.9.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	27
3.1.9.2 Resumen.	27
3.1.9.3 Resultados y conclusiones más importantes.	28
3.1.10.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	29
3.1.10.2 Resumen.	30
3.1.10.3 Funcionamiento.	30
3.1.10.4 Resultados y conclusiones más importantes.	31
3.1.11.1 Nombre del trabajo, autor o revista y lugar de publicación.	32
3.1.11.2 Resumen.	32
3.1.11.3 Funcionamiento.	33

3.1.11.4 Resultados y conclusiones más importantes.	34
3.1.12.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	34
3.1.12.2 Resumen.	35
3.1.12.3 Funcionamiento.	36
3.1.12.4 Resultados y conclusiones más importantes.	37
3.1.13.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	37
3.1.13.2 Resumen.	38
3.1.13.3 Funcionamiento.	39
3.1.13.4 Resultados y conclusiones más importantes.	40
3.1.14.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	40
3.1.14.2 Resumen.	41
3.1.14.3 Funcionamiento.	42
3.1.14.4 Resultados y conclusiones más importantes.	43
3.1.15.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	43
3.1.15.2 Resumen.	44
3.1.15.3 Funcionamiento.	45
3.1.15.4 Resultados y conclusiones más importantes.	46
3.1.16.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.	46
3.1.16.2 Resumen.	46
3.1.16.3 Funcionamiento.	47
3.1.16.4 Resultados y conclusiones más importantes.	48
3.1.17.1 Nombre del trabajo, autor y revistas o lugar de publicación.	48
3.1.17.2 Resumen.	49
3.1.17.3 Funcionamiento.	49
3.1.17.4 Resultados y conclusiones más importantes.	51

3.1.18.1	Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	52
3.1.18.2	Resumen.....	52
3.1.18.3	Funcionamiento.....	53
3.1.18.4	Resultados y conclusiones más importantes.	55
3.1.19.1	Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	55
3.1.19.2	Resumen.....	56
3.1.19.3	Funcionamiento.....	56
3.1.19.4	Resultados y conclusiones más importantes.	57
3.1.20.1	Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.....	57
3.1.20.2	Resumen.....	58
3.1.20.3	Funcionamiento.....	58
3.1.20.4	Resultados y conclusiones más importantes.	59
3.2	HISTORIA	60
3.3	ESPECIFICACIONES PARA UN VENTILADOR EN ADULTOS	61
3.4	CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA	62
3.5	FISIOLOGÍA RESPIRATORIA	63
3.6	ADAPTABILIDAD DE LOS PULMONES Y DE LAS PAREDES TORÁCICAS. ...	65
3.7	VENTILACIÓN Y MECÁNICA RESPIRATORIA.	65
3.8	VENTILACIÓN MECÁNICA ARTIFICIAL.	67
3.9	RESPIRADOR ARTIFICIAL.	68
3.10	COMPLICACIONES DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA.	71
4.	CONSIDERACIONES DEL DISEÑO.	73
4.1	METODOLOGÍA	73
4.2	PLANTEAMIENTO DE POSIBLES SOLUCIONES	74
4.2.1	Mecanismo 1: BOLSA AMBU.	74

4.2.2 Mecanismo 2: CILINDRO DE AIRE.....	75
4.2.3 Mecanismo 3: AIRBAG.....	75
4.2.4 Mecanismo 4: VENTILADOR.....	76
5. ANÁLISIS DE POSIBLES SOLUCIONES.....	77
5.1 COMPARACIÓN POR PARES.....	77
5.2 MATRIZ DE CALIDAD Q.F.D.....	79
6. SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN.....	81
7. DIAGRAMA DE BLOQUES.....	81
8. PASOS PARA EL DISEÑO.....	82
8.1 EVALUACIÓN DEL PROBLEMA.....	83
8.2 ESPECIFICACIONES DEL DISEÑO.....	83
8.3 GENERACIÓN DE IDEAS.....	84
8.4 DISEÑO CONCEPTUAL.....	85
9. DISEÑO DEL MODULO.....	86
9.1 DATOS DEL PACIENTE A TRATAR CON EL RESPIRADOR DERIVADO DEL MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO A DISEÑAR.....	87
9.2 MODELO CINEMÁTICO DE LA BIELA – MANIVELA – PISTÓN.....	98
9.3 ANÁLISIS Y COMPORTAMIENTO CINEMÁTICO DEL SISTEMA.....	99
9.4 ANÁLISIS Y COMPORTAMIENTO DINÁMICO.....	112
9.4.1 CENTROS DE MASA, EJES Y MOMENTOS DE INERCIA.....	112
9.4.2 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE POR ELEMENTOS.....	115
9.5 GRÁFICAS.....	116
9.5.1 ESPECIFICACIONES DEL MOTOR.....	124
9.5.2 DISEÑO DEL SISTEMA.....	124
9.6 ANÁLISIS DEL ELEMENTO MÁS CRÍTICO.....	129

10. CONCLUSIONES	132
11. BIBLIOGRAFÍA	133
12. ANEXOS	135

FIGURAS.

Figura 1 – Prototipo armado de respirador artificial. / Módulo de operación.	6
Figura 2 – Esquema de conexiones para el sistema electrónico.	8
Figura 3 – Burbuja neonatal con presurizador de vías aéreas.	17
Figura 4 – Esquema neumático.	18
Figura 5 – Diseño del sistema.	18
Figura 6 – Diagrama neumático.	19
Figura 7 – Diagrama de bloques.	22
Figura 8 – Arquitectura del sistema.	25
Figura 9 – Arquitectura del sistema 2.	26
Figura 10 – Especificaciones SIMVENT.	28
Figura 11 – Diagrama de bloques de un ventilador pulmonar.	33
Figura 12 – Analizador de gases.	36
Figura 13 - Diagrama del funcionamiento de la ventilación pulmonar. / Diagrama de bloques. .	36
Figura 14 – Esquema del diseño de ventilador mecánico emergente.	42
Figura 15 – Diagrama neumático, prototipo de ventilador.	46
Figura 16 – Diagrama de bloques de SIMVENT.	51
Figura 17 – Modelo vista controlador en el simulador.	55
Figura 18 – Primer respirador a presión negativa por John Dalziel – 1832.	61
Figura 19 - Configuración neumática para el ventilador mecánico.	63
Figura 20 – Difusión simple.	64

Figura 21 – Ventilador mecánico convencional.	71
Figura 22 – Esquema metodológico.	74
Figura 23 – Diseño n°1	75
Figura 24 – Diseño n°2.	75
Figura 25 – Diseño n°3	76
Figura 26 - Diseño n°4.....	77
Figura 27 – Diagrama de bloques.	82
Figura 28 – Opción 1 - Cilindro con mecanismo biela - manivela.....	84
Figura 29 – Opción 2 - Cilindro horizontal con mecanismo biela - manivela.....	85
Figura 30 – Propuesta modelada en SolidWorks.....	86
Figura 31 – Gráfica de Tiempo vs Volumen.	87
Figura 32 – Gráfica de presión vs tiempo.....	93
Figura 33 – Gráfica de presión vs volumen.....	95
Figura 34 – Gráfica volumen vs desplazamiento.....	96
Figura 35 – Gráfica desplazamiento vs ángulo.....	97
Figura 36 – Diseño esquemático.....	99
Figura 37 – Sistema en MSC Addams.....	100
Figura 38 – Proyección superior del sistema con sus partes.....	101
Figura 39 – Simulación de movimiento.....	103
Figura 40 – Diagrama del sistema.	104
Figura 41 – Comportamiento del motor.....	105
Figura 42 – Desplazamiento de la biela.....	106
Figura 43– Desplazamiento de la biela.....	107

Figura 44 – Velocidad de la biela.	108
Figura 45 – Desplazamiento de la manivela.	110
Figura 46 – Velocidad de la manivela.	111
Figura 47 – Aceleración de la manivela.	112
Figura 48 – Diagrama.	115
Figura 49 – Diagrama del sistema en MSC Addams.	118
Figura 50 – Gráficas de torque en el punto O.	118
Figura 51 – Gráficas de fuerza del motor en X.	119
Figura 52 – Gráficas de fuerza del motor en X.	120
Figura 53 – Gráfica de fuerza en el punto B.	121
Figura 54 – Gráfica de fuerza en el punto B.	121
Figura 55 – Gráfica de fuerza en el punto A.	122
Figura 56 – Gráfica de fuerza en el punto A.	123
Figura 57 – Especificaciones del motor.	124
Figura 58 – Vista isométrica del sistema.	125
Figura 59 – Sistema con su estructura.	126
Figura 60 – Vista lateral del sistema con sus partes.	127
Figura 61 – Émbolo.	128
Figura 62 – Manivela.	128
Figura 63 – Biela.	129
Figura 64 – Tensión en la manivela.	130

TABLAS.

Tabla 1 – Peso vs características.....	78
Tabla 2 – Cantidad de componentes vs características.....	78
Tabla 3 – Ensamble vs características.....	78
Tabla 4 – Fabricación vs características.....	78
Tabla 5 – Eficiencia vs características.....	78
Tabla 6 – Tamaño vs relación.....	78
Tabla 7 – Costo vs características.....	79
Tabla 8 – Resultados.....	79
Tabla 9 – Matriz de calidad.....	80
Tabla 10 – Posible solución.....	81
Tabla 11 – Datos del paciente.....	88
Tabla 12 – Datos adicionales.....	89
Tabla 13 – Datos del cilindro. / Ecuaciones empleadas.....	89
Tabla 14 – Resultado cálculos volumen, área superficial, área del cilindro, % de aire, # moles y presión total.....	90
Tabla 15 – Resultado de los cálculos de presión parcial del aire y masa.....	91
Tabla 16 – Resultado cálculos volumen final y presión final.....	92
Tabla 17 – Resultado cálculos fuerza y presión generada por el émbolo.....	92
Tabla 18 – Tabla de momentos de inercia.....	113

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 PROBLEMÁTICA.

Debido a la escases de ventiladores en las unidades de cuidados intensivos (UCI), por cuenta de la actual emergencia sanitaria COVID – 19 por la cual atraviesa el mundo, el número de ventiladores existentes no es el suficiente para afrontar dicha emergencia en nuestro país, el problema es que están agotados y los que van a ser ensamblados ya tienen dueño. En Colombia la situación es crítica, de acuerdo a la Asociación Colombiana de Medicina Crítica y Cuidados Intensivos (AMCI), el país cuenta con cerca de 5.300 camas UCI; pero solo habría disponibilidad de 1.000 por que el 80% están ocupadas por pacientes que luchan por salvar su vida. A la carencia de camas especializadas se suma que al menos el 10% de las unidades médicas cuentan con aislamiento bío seguro; y menos de 2% están agotadas de presión negativa, un sistema que filtra aire para evitar que enfermedades de transmisión volátil escapen de la habitación y contagien a otros.

1.2 DELIMITACIONES DEL PROBLEMA

Además de salas de cuidados intensivos y ventiladores, se requiere personal médico especializado. La pandemia demanda intensivistas, neumólogos, anestesiólogos y cirujanos, entre otros, y personal de apoyo como enfermeros y terapeutas capacitados

para el manejo de los equipos de UCI. Y todo ese personal necesita trajes e implementos de protección. España, con más profesionales de la salud que Colombia, ha registrado 9.500 integrantes del personal sanitario contagiado de coronavirus. Esas bajas han sido un gran golpe a la capacidad de enfrentar la crisis en el momento más dramático. Aquí hay que evitar a toda costa un escenario como ese. Sería darle una ventaja estratégica a la pandemia; sería concederle muchísimos más muertos.

1.3 JUSTIFICACIÓN

Un ventilador mecánico es un “tratamiento de soporte vital”, podemos decir que es un milagro de la ingeniería biomédica. Cuando el paciente en estado crítico pierde la capacidad de respirar por sus propios medios, este aparato cumple esa tarea. Provee oxígeno y extrae dióxido de carbono. El ventilador realiza la función pulmonar el tiempo necesario mientras que los médicos logran contrarrestar la infección. Cuando esto ocurre, los pulmones pueden retomar su función poco a poco. Estos aparatos, de cara a la crisis del COVID-19, son el elemento fundamental de las unidades de cuidados intensivos (UCI). El país cuenta con 3.200 camas de cuidado intermedio, estas no tienen ventiladores mecánicos, pero sí cumplen con otras funciones que se requieren para pacientes críticos. Tras muchos esfuerzos, el Gobierno logró contratar con varios proveedores internacionales la compra de 1.510 ventiladores. Se espera que pronto empiecen a llegar y que sean instalados en esas unidades de cuidado intermedio. Se busca con estos ventiladores

reducir costos de materiales e incrementar en las unidades de cuidados intensivos su capacidad.

El presente documento se realizó en base a las materias de maestría como opción de grado, propuesta por parte de la universidad, la cual, para la elaboración del documento se eligió la asignatura de procesos cognitivos, en ella se trabajaron conceptos sobre la producción del lenguaje a través de las conexiones que el cerebro posee y como por medio de estas el cerebro reacciona a diferentes estímulos. Además, cómo por medio del lenguaje y los estímulos que este recibe se generan diversos procesos en el cerebro capaces de generar en el ser humano reacciones positivas, es por esto que para la realización de nuestro documento se quiso trabajar en las aplicaciones derivadas al sistema endotraqueal y como estas reacciones en el cerebro, además, queriendo realizar un aporte en la actual emergencia sanitaria y teniendo en consideración las conexiones que el cerebro tiene con el resto del cuerpo.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Proponer un módulo de potencia mecánico – neumático para ventilación artificial en pacientes adultos, atendiendo a las especificaciones necesarias para el tratamiento de pacientes con dificultades respiratorias.

2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO

- Investigar y analizar las variables tecnológicas y médicas vinculadas al funcionamiento de los ventiladores mecánicos.
- Simular y representar gráficamente en un sistema CAD (SolidWorks) un módulo de potencia mecánico – neumático para ventilación mecánica, que atienda a los requerimientos médicos de un paciente en específico.
- Realizar un análisis cinemático para un módulo mecánico – neumático asociado al funcionamiento de un ventilador mecánico.
- Desarrollar un análisis cinético para un módulo mecánico – neumático asociado al funcionamiento de un ventilador mecánico.

3. MARCO TEÓRICO

3.1 ANTECEDENTES

A continuación, se presentarán 20 artículos relacionados con la ventilación mecánica y sistemas respiratorios.

3.1.1.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación. (2015). Autor Silvia Paulina Díaz Rivadeneira. Tesis de grado Ingeniería mecánica.

La autora de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Ensamblar y programar un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación; (2) por medio del respirador artificial brindar asistencia respiratoria a las personas que presenten dificultad al respirar de forma natural.

3.1.1.2 Resumen.

En el anterior documento se observa la implementación de un sistema autónomo con el objetivo de mejorar el rango de operación a niños a partir de una bolsa de

resucitación para adultos o bolsa AMBU e incrementar su utilidad habilitando el uso del equipo tanto en hospitales como en lugares particulares. Se automatizó el sistema de respiración mediante un servomotor, el cual transmite el movimiento rotacional a una leva por medio de un eje. Su función es presionar la cámara de aire deformándola para proporcionar un flujo de aire al paciente. Este sistema es controlado con una tarjeta de Arduino, la cual contiene la programación destinada al funcionamiento del prototipo. El equipo posee un panel de control que permite al usuario definir su modo de operación, volumen y frecuencia según lo requiera. Como fuente de alimentación para el prototipo se utiliza una batería recargable de 16.28W de potencia. El prototipo que se muestra en la *figura 1* tiene un peso de 4kg, el cual demuestra su viabilidad para ser comercializado a personas particulares y facilidad de transporte. (Rivadeneira, 2015).



Figura 1 – Prototipo armado de respirador artificial. / Módulo de operación.

Fuente: Imágenes tomadas de (Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación - 2015).

3.1.1.3 Funcionamiento.

Para generar el desplazamiento del aire contenido en la cámara de la bolsa la autora del presente documento explica que “se utilizó un actuador en forma de media luna. El desplazamiento angular de la leva permite la deformación uniforme y constante de la bolsa lo que produce la entrega de aire al paciente. El volumen de aire entregado se controla al regular el ángulo de desplazamiento de la leva, a mayor ángulo de giro se obtiene mayor volumen de aire desplazado desde la cámara y por lo tanto mayor deformación de la bolsa; mientras que a menor ángulo de rotación implica menor emisión de aire. Al mantener un volumen fijo, el caudal emitido puede ser definido al establecer la velocidad de movimiento de la leva”. (Rivadeneira, 2015). A continuación, se observa el esquema de conexiones en la *figura 2*.

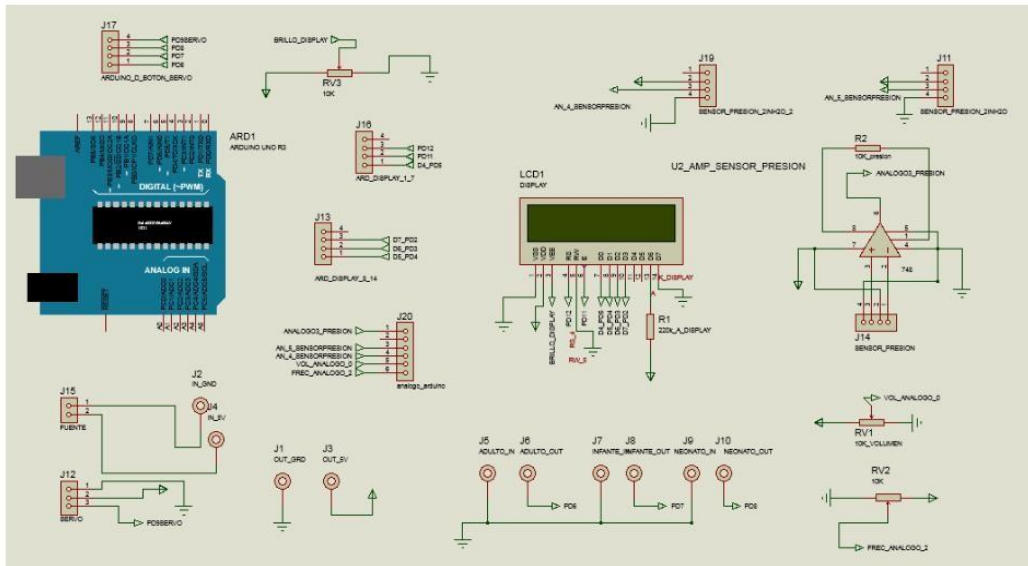


Figura 2 – Esquema de conexiones para el sistema electrónico.

Fuente: Imagen tomada de (Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación - 2015).

3.1.1.4 Resultados y conclusiones más importantes.

La autora realizó un prototipo funcional de un “*ventilador mecánico de ventilación no invasiva*” el cual logró ampliar el rango de operación de un resucitador a tres modos de operación, los cuales son niños recién nacidos, infantes y adultos, tiene un funcionamiento autónomo con batería de aproximadamente 2 horas y 30 minutos a su máxima capacidad. (Rivadeneira, 2015).

3.1.2.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Intervenciones de cuidado aplicadas por el personal de enfermería en la prevención de la neumonía asociada a ventilación mecánica en pacientes de unidad de cuidado intensivo adulto (2011). Autor (es) Yanier Betancur Manrique, Diana Lorena Coral y Jacqueline Salazar. Tesis de grado.

Los autores de este trabajo establecieron los siguientes objetivos de investigación:
(1) Determinar las intervenciones de cuidado aplicadas por el personal de enfermería en la prevención de la neumonía asociada a ventilación mecánica en la unidad de cuidado

intensivo adulto; (2) Identificar las intervenciones no farmacológicas y formativas aplicadas por el personal de enfermería en la prevención de neumonía asociada a ventilación mecánica.

3.1.2.2 Resumen.

En este documento se tuvo como propósito determinar los cuidados aplicados por el personal de enfermería en la prevención de la neumonía asociada a ventilación mecánica en la unidad de cuidado intensivo en adultos. Para el desarrollo de este documento se utilizó la metodología de revisión documental; iniciando con la búsqueda de artículos en las diferentes bases de datos. Las intervenciones no farmacológicas y formativas identificadas permitirán fortalecer los conocimientos, ya adquiridos, servirá de base para mejorar las intervenciones que la enfermera especialista realiza frente a ese grupo de pacientes, contribuyendo al mejoramiento de la calidad del cuidado, disminución de la estancia hospitalaria y costos en la atención en sala. (Betancourt Manrique, 2011)

3.1.2.3 Resultados y conclusiones más importantes.

En este documento se identificaron como intervenciones independientes, la elevación de la cabecera, la terapia rotacional; estas son realizadas por enfermería y se constituyen en una amplia gama de cuidados que en conjunto integran una parte del ser y

esencia del ejercicio de la profesión médica. Y las intervenciones no farmacológicas interdependientes encontradas fueron la aspiración de secreciones, higiene oral, cambio de los circuitos del ventilador, lavado de manos, inflado del neumotaponador; estas son realizadas en conjunto con el personal de terapia respiratoria; pero deben ser lideradas por el profesional de enfermería y orientadas a alcanzar la disminución en la incidencia y por lo tanto la adecuada evolución del paciente crítico. (Betancourt Manrique, 2011)

3.1.3.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño de un simulador pasivo de pulmón para un respirador mecánico (2016).

Autor (es) Raúl Cárdenas Rezabala, Brian Guillermo e Isla Valdano, Tesis.

Los autores de este trabajo establecieron los siguientes objetivos de investigación:

(1) El objetivo del proyecto es realizar el diseño y fabricación de un simulador pasivo de pulmón para un respirador mecánico.

3.1.3.2 Resumen.

El presente proyecto pretende diseñar y fabricar un simulador pasivo de pulmón para un respirador mecánico en el cual se pueda automatizar la variación de la capacidad

pulmonar, siguiendo el ciclo del proceso para el diseño que empieza por el reconocimiento de la necesidad y termina con la fabricación del simulador, pasando por el diseño y automatización del mismo. De igual manera se realizará el diseño de una válvula lineal de caudal de aire capaz de reproducir la vía aérea del aparato respiratorio para simular resistencias en el flujo de aire. (Cárdenas, Guillermo, & Valdano, 2016)

3.1.3.3 Resultados y conclusiones más importantes.

Para la realización de este se tuvo que dividir en tres momentos; en el primer momento en donde se realizó un primer prototipo, pero después de su evaluación, se observó que no funcionaba adecuadamente. Es por esto que se rediseñaron y se cambiaron algunos componentes, obteniendo mejores resultados que el primero. Se logró diseñar un mecanismo sencillo pero capaz de variar automáticamente la complancia pulmonar. Cabe recalcar que este diseño se realizó desde cero, y no existen máquinas similares. (Cárdenas, Guillermo, & Valdano, 2016)

En el segundo bloque o segundo momento el objetivo era automatizar diferentes posibilidades de complicaciones del pulmón. Se realizó una propuesta para limitar el recorrido de los rodillos a través de las varillas roscadas. Para controlar esas posiciones se implementaría un Arduino, programando una serie de condiciones que permitiría a los rodillos posicionarse en diferentes volúmenes. Estas condiciones son

temporales, pero se calcularán sabiendo la velocidad que transmite el motor a las varillas a través de las ruedas dentadas, y con el avance de los rodillos estimar la posición y por lo tanto el volumen que generarían los rodillos. (Cárdenas, Guillermo, & Valdano, 2016)

Y para terminar en este tercer momento se realizó el diseño de una válvula lineal de caudal de aire. Pero finalmente lograron ir mucho más allá, llegando a la fabricación de un prototipo. Se pudo observar que el funcionamiento de la válvula era correcto. Quedó sin concluir la fase de experimentación, donde deberán calibrar la válvula. Una vez realizado el análisis del ciclo de vida, se comprobó que es un producto sostenible ya que tiene más aspectos positivos que negativos. (Cárdenas, Valdano y Guillermo, 2016).

3.1.4.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Optimización de la mecánica respiratoria en el tratamiento de soporte ventilatorio de pacientes con insuficiencia respiratoria aguda grave. (2013). Autor Indalecio Moral Chorro. Tesis Doctoral.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Estudiar efectos fisiológicos agudos de una maniobra de reclutamiento alcanzando altas presiones de la vía aérea en pacientes con síndrome de distrés respiratorio agudo; (2)

Comparación de los efectos sobre la mecánica respiratoria y el intercambio de gases de la humidificación pasiva y humidificación activa en los pacientes con LPA/SDRA; (3) Comparación de los efectos de dos sistemas de humidificación en la resistencia al flujo aéreo del tubo endotraqueal durante la ventilación mecánica.

3.1.4.2 Resumen.

Durante el uso de la ventilación mecánica se empleó un dispositivo de humidificación que proporcionó una adecuada humidificación y calentamiento de los gases que son vitales para preservar esta función del sistema respiratorio. Estos dispositivos necesariamente añaden espacio muerto, modificando la mecánica ventilatoria y el intercambio de gases. Además, cualquier tipo de estrategia terapéutica que facilite la disminución del volumen tidal disminuyendo la presión masceta generada. puede ser utilizada en el manejo de los pacientes con lesiones pulmonares agudas. (Morán, 2013)

3.1.4.3 Funcionamiento.

Para corroborar su adecuado funcionamiento se realizó una maniobra de reclutamiento en ventilación controlada por presión a FiO₂ (fracción inspirada de oxígeno). Se inició con una combinación Pplat (maceta de la vía aérea) / PEEP (Presión positiva total al final de la expiración) de 40 / 25 cmH₂O. Cada 2 minutos aumentamos

la presión de la vía aérea 5 cmH₂O hasta una PaO₂ / FiO₂ de 350 mmHg o una Pplat (maceta de la vía aérea) / PEEP (Presión positiva total) de 60 / 40 cmH₂O. (Morán, 2013)

Se disminuyó la PEEP (Presión positiva total al final de la expiración) escalonadamente 2 cmH₂O cada 4 minutos hasta que se observó una caída en la PaO₂ mayor al 10% de la máxima obtenida durante la insuflación. Este nivel de presión se consideró el mínimo necesario para evitar la reaparición del colapso alveolar. (Morán, 2013)

Se repitió durante 1 minuto la máxima Pplat (maceta de la vía aérea) / PEEP (Presión positiva total al final de la expiración) empleada para reclutar cada paciente, se ajustó la PEEP (Presión positiva total al final de la expiración) 2 cmH₂O por encima de la presión de colapso alveolar hallada en la segunda fase del estudio y se mantuvo hasta el final del periodo de seguimiento. (Morán, 2013)

Se realizó un seguimiento estricto de todas las variables de mecánica respiratoria, intercambio de gases y hemodinámicas durante las dos horas siguientes a la RM (Maniobra de reclutamiento). (Morán, 2013)

3.1.4.4 Resultados y conclusiones más importantes.

Del entendimiento de los aspectos estudiados y a la luz de los resultados obtenidos en esta tesis doctoral se extraen estrategias ventiladoras que son útiles en la optimización individual de la ventilación mecánica, tanto de la fase más aguda y crítica de la enfermedad, como en la fase de desconexión del ventilador. (Morán, 2013)

3.1.5.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto CPAP neonatal. (2008). Autor, Raúl Darío, Chipiná Quispe. Tesis de grado Ingeniero Electrónico.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Desarrollar un Sistema Controlador de Mezcla de Aire y Oxígeno para el Proyecto Cpap Neonatal; (2) Desarrollar el software de las tarjetas de adquisición; (3) Desarrollar el software controlador de los actuadores y el manejo de la adquisición de datos.

3.1.5.2 Resumen.

La finalidad de este documento es dar a conocer parte del diseño y la implementación del proyecto (Prototipo de Cpap Neonatal para proporcionar mezcla de aire oxígeno en las vías aéreas de los recién nacidos con deficiencias respiratorias). El proyecto es desarrollado por el Grupo de Investigación y Desarrollo de Equipos Médicos Y Sistemas (GIDEMS). El CPAP que se muestra en la *figura 5* es un equipo para el soporte respiratorio en pacientes neonatales y pediátricos. Es usado para la administración de presión positiva nasal de las vías respiratorias en pacientes pretérminos o prematuros. Permite la estabilidad y control de Presión, Flujo de aire y oxígeno, Humedad y Temperatura. (Dario & Quispe, 2008)

3.1.5.3 Funcionamiento.

El sistema de mezcla fue implementado con un micro controlador ATmega162, y dos módulos basados en un microcontrolador ATmega8 para la adquisición de datos. Los sensores de flujo registran las cantidades en litros por minuto de aire y oxígeno. Para regular el paso del oxígeno adaptaron mecánicamente un motor con un restrictor de flujo. Para regular el flujo de aire se utiliza un micro compresor controlado mediante una onda PWM. Para fijar los valores de programación y registrar el comportamiento de cada flujo se usó el puerto serial de una computadora. (Dario & Quispe, 2008)

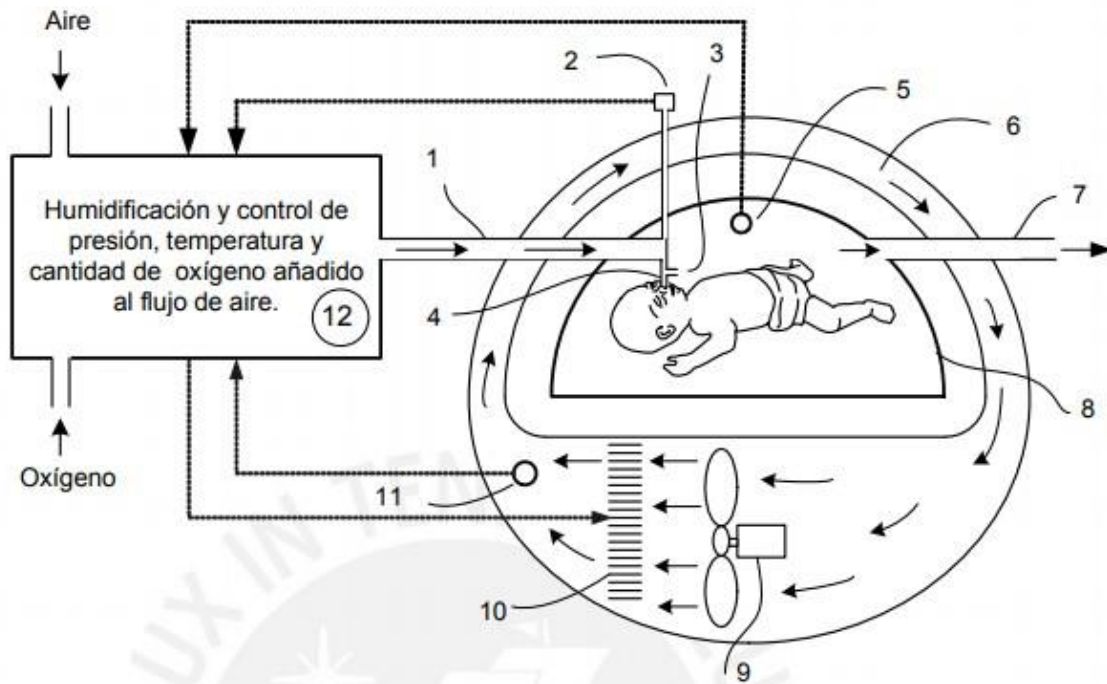


Figura 1. Burbuja Neonatal con Presurizador de Vías Aéreas: 1) Conducto proximal, 2) Sensor de presión, 3) Orificio de alivio, 4) Cánula nasal, 5) Sensor de temperatura capsular, 6) Anillo térmico, 7) Conducto de salida, 8) Cápsula neonatal, 9) Ventilador, 10) Calefactor, 11) Sensor de temperatura del anillo térmico, y, 12) Circuito neumático medio.

Figura 3 – Burbuja neonatal con presurizador de vías aéreas.

Fuente: Imagen tomada de (Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto CPAP neonatal - 2008).

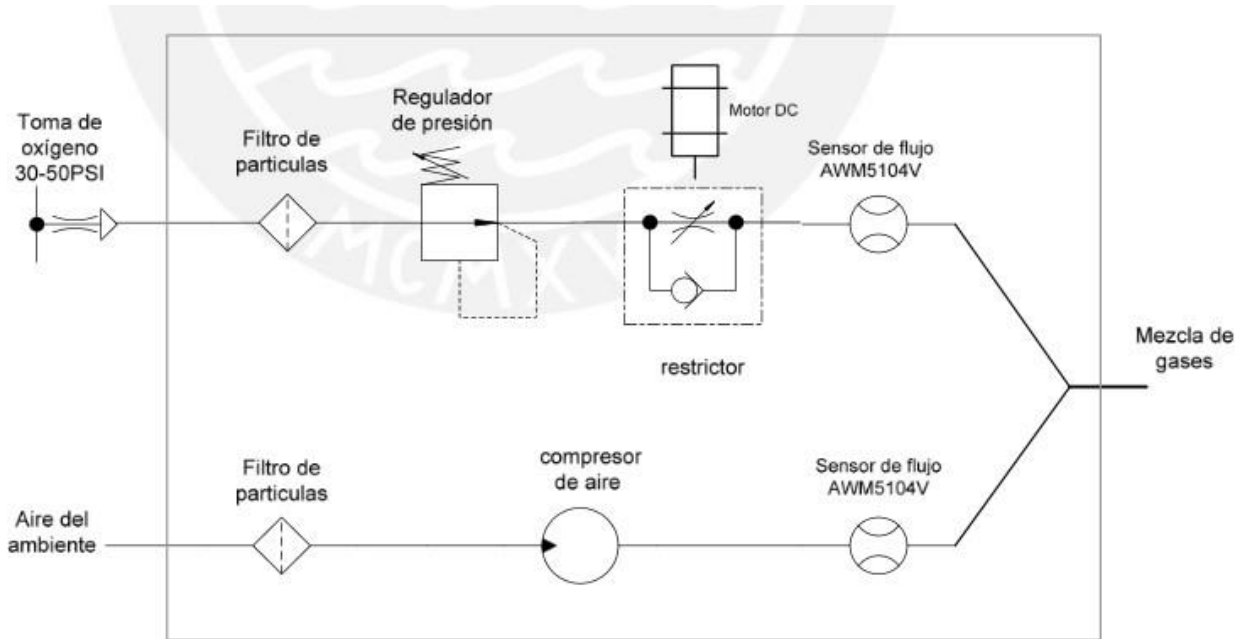


Figura 4 – Esquema neumático.

Fuente: Imagen tomada de (Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto CPAP neonatal - 2008).

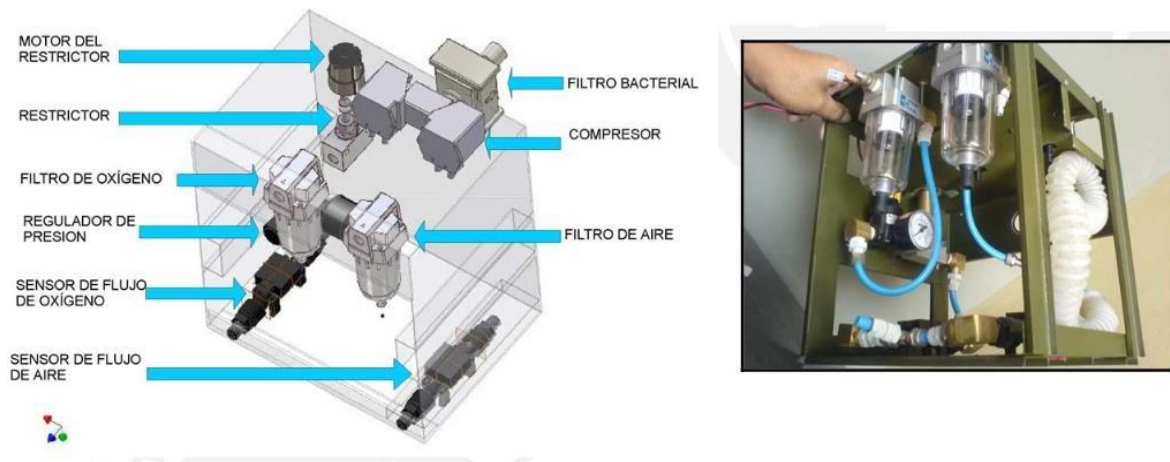


Figura 5 – Diseño del sistema.

Fuente: Imagen tomada de (Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto CPAP neonatal - 2008).

- **Diagrama esquemático del proyecto Cpap Neonatal**

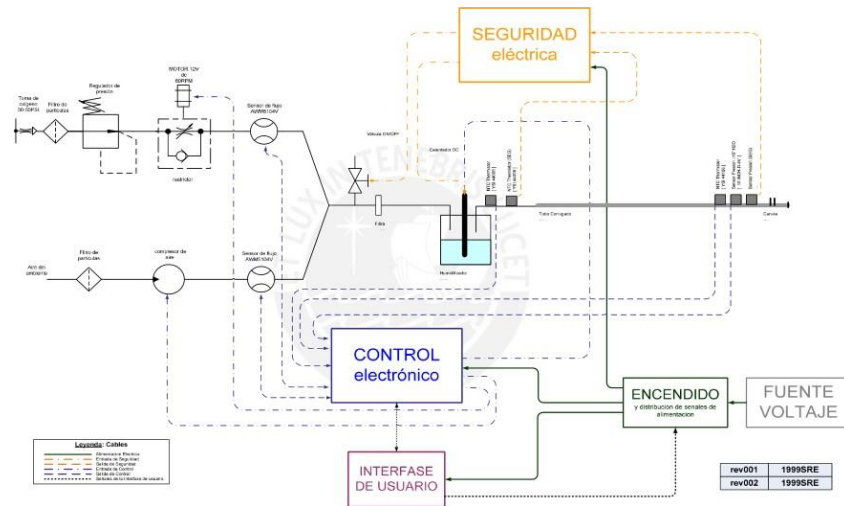


Figura 6 – Diagrama neumático.

Fuente: Imagen tomada de (Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto CPAP neonatal - 2008).

3.1.5.4 Resultados y conclusiones más importantes.

El algoritmo permite ser interrumpido en cualquier momento para actualizar los valores de control mientras obtiene los valores de flujo de los módulos de adquisición y los envía al computador para ser graficados, esto demuestra su eficiencia en la sincronización y en el manejo de las variables de flujo. El manejo de los actuadores por parte del algoritmo de control resultó ser apropiado para obtener la concentración de oxígeno deseado, con este resultado se logra el objetivo principal de la tesis que es el control de mezclado aire y oxígeno. (Dario & Quispe, 2008)

3.1.6.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño y control de un nuevo ventilador mecánico portátil. (2011). Autor Christian Hoffmann. Master Tesis.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Diseño y control de un ventilador mecánico novedoso; (2) Diseñar en base a un análisis de los siguientes parámetros morfológicos en cuanto a su funcionalidad primordial requerida: flujo volumétrico, presión y control de la presión positiva al final de la espiración, así como el control de la fracción inspirada de oxígeno en el espectro completo.

3.1.6.2 Resumen.

El propósito de esta tesis es el diseño y control para un ventilador mecánico novedoso. El sistema neumático se modela de forma no lineal y se construye un modelo funcional para su verificación e integración. Se hace énfasis en el diseño de controladores discretos de modelado de sensibilidad, que garantizan una estabilidad y un rendimiento sólido frente a parámetros inciertos del paciente y del entorno. (Hoffmann, 2011)

3.1.6.3 Funcionamiento.

La estructura neumática tiene que mejorar la aplicabilidad en el campo con respecto al funcionamiento en caso de falta de suministro de oxígeno, su realización como modelos de producción, deberían poder proporcionar: (Hoffmann, 2011)

- Soporte para modos de ventilación robustos basados en presión y volumen controlado.
- Soporte para control robusto de PEEP.
- Uso económico de recursos (suministro de energía eléctrica y oxígeno).
- Control de la fracción inspirada FiO_2 de oxígeno dentro del rango físicamente posible completo (21 vol. % a 100% vol.) para modos de ventilación controlados por presión y volumen.
- Mantener la funcionalidad de ventilación para $FiO_2 = 21\%$ vol. en caso de suministros de oxígeno agotados.
- Opciones de construcción ligeras y robustas.
- Cumplimiento de la norma europea para emergencias ventiladores de transporte.

3.1.6.3 Resultados y conclusiones más importantes.

Los resultados de esta simulación han evidenciado que los controladores robustos generan trayectorias efectivas para el rango impuesto en los parámetros del paciente y los parámetros ambientales. Los resultados han afirmado la solidez con respecto a los

parámetros del paciente. Sin embargo, se ha revelado la sensibilidad a las perturbaciones de entrada del diseño del controlador PEEP, que se hizo evidente junto con un simulador de pulmón también conocido por ser propenso a las oscilaciones para parámetros particulares del paciente. También ha hecho que el control sea demasiado lento para frecuencias de ventilación superiores a aproximadamente 35 min. Durante los experimentos, se ha revelado otro problema, que consiste en una transferencia irregular del control de presión espiratoria accionado por válvula de gran calibre al control de presión inspiratoria asumido por el soplador. (Hoffmann, 2011)

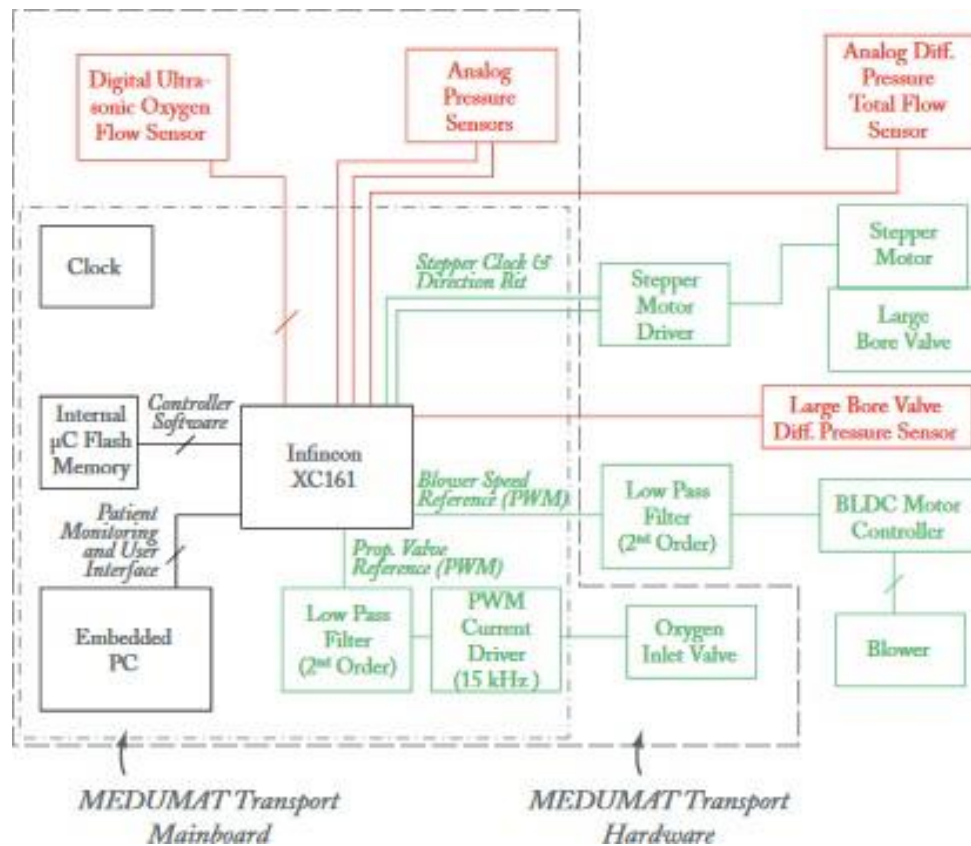


Figura 7 – Diagrama de bloques.

Fuente: Imagen tomada de (Diseño y control de un nuevo ventilador mecánico portátil - 2011).

3.1.7.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria. (2017). Autor: Patricia de Fátima Chambergo Ruiz. Tesis para el Máster en Ingeniería Mecánico-Eléctrica.

La autora de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Diseñar un sistema que mejore la técnica de resucitación con ambu o resucitador manual; (2) Conocer el funcionamiento del resucitador manual o ambu; (3) Diseñar un sistema que cumpla las funciones del resucitador manual; (4) Simular el sistema y analizar su funcionamiento.

3.1.7.2 Resumen.

El objetivo de esta tesis consiste en el desarrollo de una propuesta para la mejora de la ventilación manual. Abarca el diseño del mecanismo que tenga las funciones del equipo usado comúnmente, además debe ser de fácil traslado y automático. Se propone el sistema manivela-biela-pistón, conociendo el comportamiento del mecanismo, y las fuerzas que intervienen en él, se realiza el diseño del controlador. (Ruiz, 2017)

3.1.7.3 Resultados y conclusiones más importantes.

La propuesta terminó cumpliendo los objetivos de lograr un equipo de fácil traslado y que realice las funciones de un ventilador manual. Al realizar las simulaciones del mecanismo se logró obtener buenos resultados para la ventilación del paciente adulto y pediátrico, sin embargo, para paciente neonatal, no se obtuvo buenos resultados al momento de ver el comportamiento del voltaje del motor, éste era demasiado bajo, por tanto, no produciría movimiento alguno en el motor. (Ruiz, 2017)

3.1.8.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Un sistema de respirador artificial inteligente. (1988). Autores R. Summers, E. R. Carson I, D. G. Crampy. Tesis de grado Ingeniería mecánica.

Los autores de este trabajo establecieron los siguientes objetivos de investigación: (1) Ensamblar y programar un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación; (2) Por medio del respirador artificial brindar asistencia respiratoria a las personas que presenten dificultad al respirar de forma natural.

3.1.8.2 Resumen.

El presente trabajo forma parte de un proyecto de investigación, el dominio de interés es la Medicina de Cuidados Críticos, donde el área de interés es el cuidado de pacientes que requieren soporte ventilatorio mecánico. (Summers, Carson, & Crampy, 1988)

El sistema de respiración artificial inteligente (AIRS) se está desarrollando como una ayuda para los médicos en el tratamiento de estos pacientes. Se presenta la arquitectura del sistema en la *figura 8* y una metodología para el diseño, implementación y evaluación. (Summers, Carson, & Crampy, 1988)

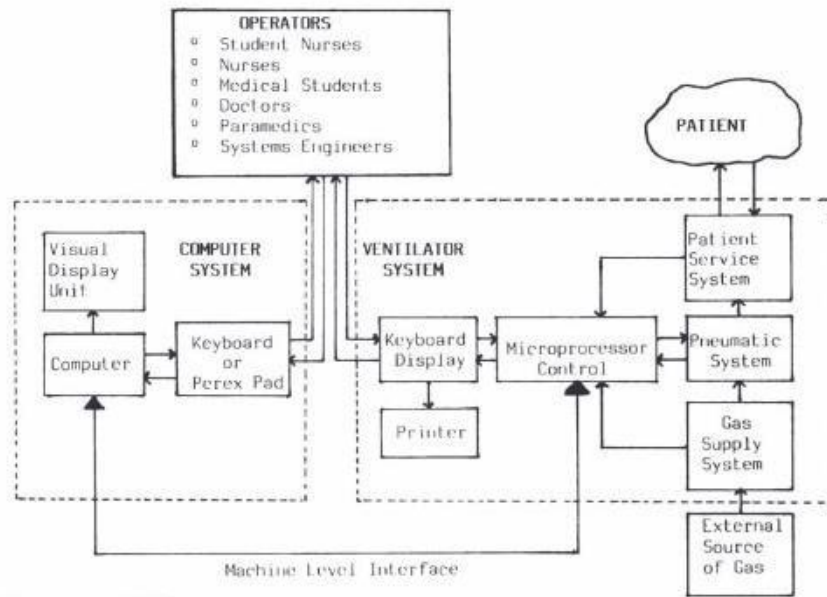


Figura 8 – Arquitectura del sistema.

Fuente: Imagen tomada de (Un sistema de respirador artificial inteligente - 1988).

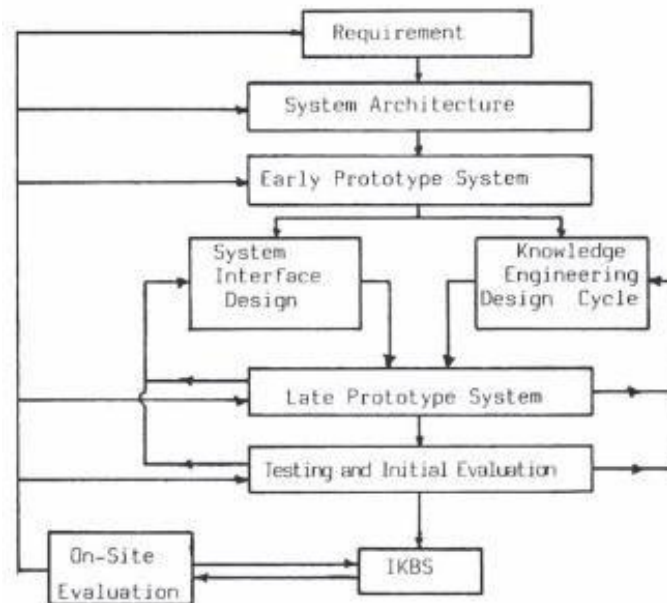


Figura 9 – Arquitectura del sistema 2.

Fuente: Imagen tomada de (Un sistema de respirador artificial inteligente - 1988).

3.1.8.3 Resultados y conclusiones más importantes.

Una dificultad evidenciada en el presente documento está en el uso del control externo para mantener una ventilación adecuada para las necesidades metabólicas del paciente, es obtener una medida confiable de las variables controladas. La tecnología de medición fisiológica se está poniendo al día gradualmente con las demandas que se le plantean. Si este aumento en la tecnología de medición se combina con la tecnología emergente de sistemas basados en el conocimiento, entonces se puede diseñar una poderosa herramienta de manejo de pacientes. (Summers, Carson, & Crampy, 1988)

3.1.9.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño de un simulador activo de un pulmón para un respirador mecánico.
(2016) Autor: Cruciani Toti, Rodolfo Oscar Grau, Clavero Judit, Tesis para Ingeniería Electrónica Industrial y Automática.

3.1.9.2 Resumen.

El objetivo del proyecto consiste en diseñar y elaborar un simulador capaz de representar el movimiento y el comportamiento de un pulmón mecánico en estado activo y pasivo para un bebé recién nacido hasta un niño de 3 años de edad. Es por esta razón que, la realización de este proyecto permite sustituir o ampliar las experiencias reales a través de experiencias guiadas que pueden repetirse todas las veces que sean necesarias. El proyecto arranca con el diseño mecánico y electrónico del simulador, seguido por el montaje y las pruebas de cada uno de los componentes, para controlar su efectividad, y así finalmente enlazarlos para obtener la maqueta final. Por último, se programa y se comprueba su correcto funcionamiento. (Grau & Clavero, 2016)

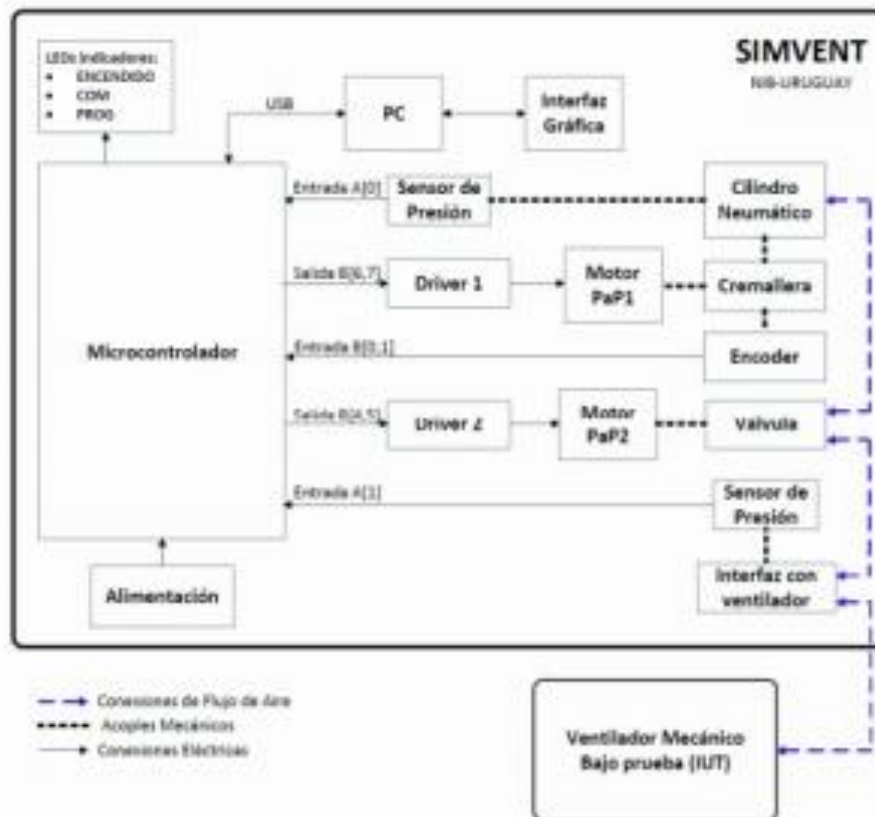


Figura 10 – Especificaciones SIMVENT.

Fuente: Imágen tomada de (Diseño de un simulador activo de un pulmón para un respirador mecánico).

3.1.9.3 Resultados y conclusiones más importantes.

Desarrollaron un equipo capaz de simular el comportamiento activo y pasivo de pulmón. Este equipo fue capaz de simular las condiciones fisiopatológicas de un pulmón, consiguieron controlar el sistema mediante un dispositivo móvil, que era uno de los objetivos propuestos de dicho proyecto. (Grau & Clavero, 2016)

Finalmente desarrollaron el simulador de pulmón activo y pasivo automatizado acotado al rango de edad estimado. Este dispositivo se controla mediante una aplicación Android, donde el usuario podrá elegir el modo de funcionamiento, el volumen corriente, la resistencia, la compliancia, la activación de la electroválvula para simular las pérdidas de aire de la intubación, y la frecuencia de respiración. (Grau & Clavero, 2016)

3.1.10.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Utilidad de la ventilación mecánica con volumen minuto más respiración espontánea asistida en la desconexión de la ventilación mecánica, en el Hospital Teodoro Maldonado Carbo, (2016); Autor: Javier Aquiles Hidalgo Acosta; Tesis Doctoral para la obtención el grado especialista en medicina crítica.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Evaluar la utilidad del volumen minuto mandatorio más respiración espontánea asistida en la desconexión de pacientes críticos en ventilación mecánica invasiva; (2) Establecer el volumen minuto mandatorio y la presión de soporte inspiratorio ideal durante la respiración espontánea asistida en la desconexión de la ventilación mecánica invasiva; (3) Identificar el volumen tidal inspirado, durante la ventilación espontánea asistida; (4) Determinar las complicaciones en el fallo de la desconexión de la ventilación mecánica.

3.1.10.2 Resumen.

En el documento el presente estudio nos demuestra la utilidad del modo ventilatorio en la desconexión de la ventilación mecánica, poniendo en práctica el uso de un modo ventilatorio dual ya que puede ejercer función controlada o espontánea asistida con presión de soporte durante toda la ventilación mecánica hasta poder realizar una prueba de tubo para una desconexión exitosa. (Hidalgo, 2016)

Los objetivos de la ventilación mecánica son mejorar el intercambio gaseoso, disminuir el trabajo respiratorio ofreciendo apoyo ventilatorio a través de un ventilador mecánico que permite descansar los músculos respiratorios. Es un modo de ventilación mecánica en el que el ventilador monitoriza y modifica el soporte ventilatorio mandatorio basado en la respuesta del paciente, es controlado por volumen y ciclado por tiempo durante la respiración controlada y la respiración espontánea asistida. (Hidalgo, 2016)

3.1.10.3 Funcionamiento.

El autor describe el funcionamiento de su sistema cómo un modo de ventilación mecánica en el que el ventilador monitoriza y modifica el soporte ventilatorio

mandatorio basado en la respuesta del paciente. Es un modo controlado con un mecanismo electrónico de microprocesador que compara continuamente el rendimiento del paciente y se activa por retroalimentación negativa. El reto es mejorar el confort y disminuir el trabajo respiratorio en la transición hasta la desconexión de la VM. (Hidalgo, 2016)

3.1.10.4 Resultados y conclusiones más importantes.

El modo ventilatorio es una modalidad ventilatoria nueva, es útil en la desconexión de la ventilación mecánica con tasas de éxito comparable a la de otros modos ventilatorios, el volumen minuto ideal es de 6 rpm, las complicaciones presentadas durante la ventilación mecánica son el factor más importante en el fallo de la desconexión. La ventilación mecánica es una herramienta de soporte vital importantísima que ha evolucionado desde sus inicios y lo seguirá haciendo, requiere la realización de muchos estudios para poder basarnos en la evidencia, con el paso del tiempo y a través de la experiencia, se lograra dar las definiciones más exactas y precisas, complementadas con los conocimientos fisiopatológicos de los diversos trastornos y acompañados de la tecnología se llegaran a obtener resultados muy satisfactorios con el objetivo principal de salvar la vida a nuestros pacientes. (Hidalgo, 2016)

3.1.11.1 Nombre del trabajo, autor o revista y lugar de publicación.

Protocolo de calibración de la concentración parcial de oxígeno de ventiladores pulmonares, (2009); Autor: Saul Enrique Mendoza Barrenechea; Tesis para optar por el Título de Ingeniero Electrónico.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Diseñar un protocolo de calibración del parámetro de FiO_2 para un ventilador pulmonar utilizando un analizador de oxígeno como equipo base de calibración; (2) Diseñar el protocolo de calibración para un ventilador pulmonar; (3) Poner a prueba el protocolo diseñado en una revisión real del equipo; (4) Realizar los ajustes necesarios al protocolo en base a los resultados obtenidos en las pruebas.

3.1.11.2 Resumen.

El documento de investigación pretende ayudar a la problemática descrita con el diseño de un protocolo de calibración del parámetro de FiO_2 en el ventilador pulmonar; para realizar las pruebas correspondientes cuentan con el analizador de oxígeno, el cual será usado como instrumento de medición. Entonces es indispensable que un dispositivo como éste se encuentre en perfecto estado, y esto sólo se logra realizando un mantenimiento tanto preventivo como correctivo a lo largo de la vida útil del equipo. Sin embargo, la implementación de un sistema de mantenimiento y calibración se haya

suscrito dentro de limitaciones tales como los recursos económicos con que cuenta el centro de salud, la disponibilidad del personal técnico calificado, entre otras cosas.

(Mendoza, 2009)

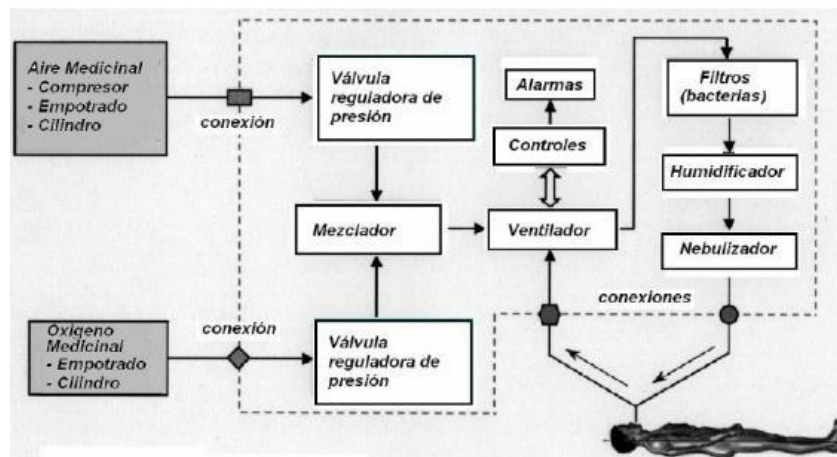


Figura 5: Diagrama de bloques de un ventilador pulmonar [10]

Figura 11 – Diagrama de bloques de un ventilador pulmonar.

Fuente: Imagen tomada de (Protocolo de calibración de la concentración parcial de oxígeno de ventiladores pulmonares - 2009).

3.1.11.3 Funcionamiento.

Durante la inspiración, el sistema de entrega de flujo inspiratorio crea una presión positiva en los tubos conectados a las vías aéreas del paciente, a esto se le conoce como circuito paciente; y el sistema de control de exhalación cierra las válvulas de salida de la tubería hacia el exterior, durante la exhalación, el sistema de entrega de flujo

inspiratorio se detiene y el sistema de control de exhalación abre la válvula para permitir que el aliento exhalado por el paciente fluya hacia el exterior. (Mendoza, 2009)

3.1.11.4 Resultados y conclusiones más importantes.

De las diferentes pruebas de uso del protocolo de calibración del FiO₂ en un ventilador pulmonar en un centro de salud de nuestro país, se puede inferir que para los diferentes modos de funcionamiento la variación de la lectura por parte de ambos sensores, tanto de un valor constante como incrementado, fluctúa entre un 95% y 98% de exactitud para el sensor del ventilador. (Mendoza, 2009)

Si bien se ha implementado este protocolo de calibración en base al mejoramiento continuo de un diseño preliminar, en donde se han considerado todos los factores y parámetros que podrían alterar de alguna manera los resultados finales, es posible que para otro tipo de ventiladores sea necesario realizar algunos cambios en el procedimiento general. (Mendoza, 2009)

3.1.12.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño y evaluación de un método de calibración de ventiladores mecánicos para adultos, (2011); Autor: Edgar Pérez Pinzón; Tesis para la obtención del título de Ingeniero electrónico.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Diseñar y validar un método de calibración para ventiladores usados en pacientes adultos; (2) Establecer un procedimiento confiable de calibración para ventiladores, a través de la obtención de resultados de alta exactitud y bajas incertidumbres.

3.1.12.2 Resumen.

En el siguiente proyecto se buscó poder proponer un método de calibración para ventiladores mecánicos para adultos, método que se validó mediante las condiciones de reproducibilidad, repetibilidad y robustez. Para ello se realizó un trabajo de campo en el cual se hizo un levantamiento de información siguiendo el método propuesto.



Figura 5. Analizador de gases, Fluke VT PLUS HF

Figura 12 – Analizador de gases.

Fuente: Imagen tomada de (Diseño y evaluación de un método de calibración de ventiladores mecánicos para adultos - 2011).

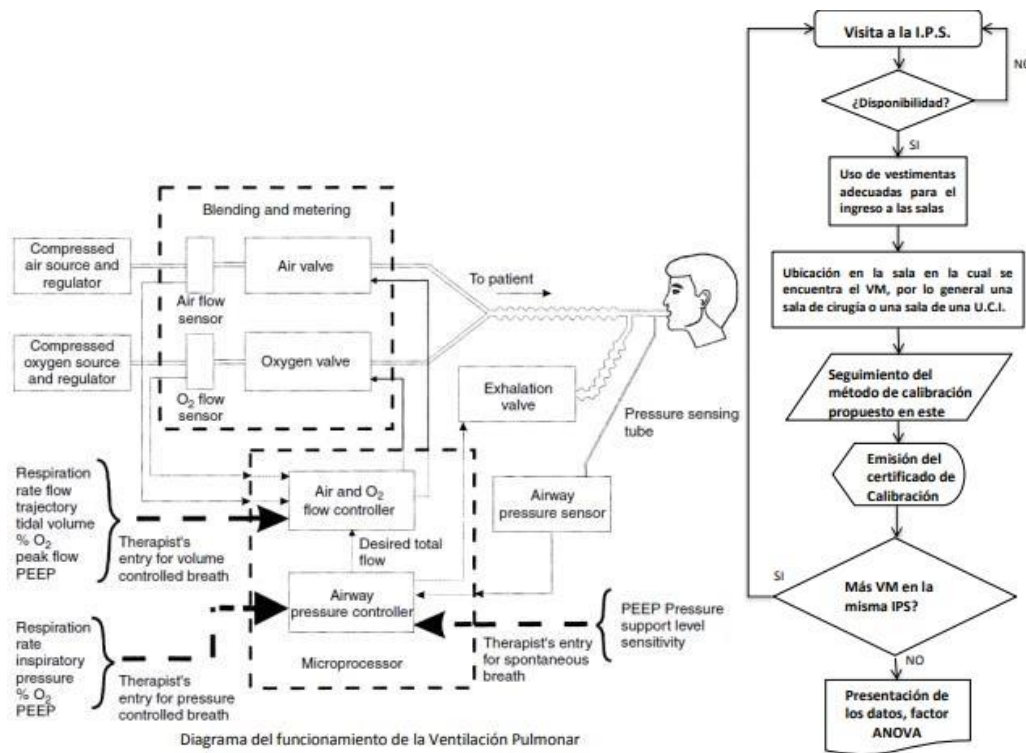


Figura 13 - Diagrama del funcionamiento de la ventilación pulmonar. / Diagrama de bloques.

Fuente: Imágenes tomadas de (Diseño y evaluación de un método de calibración de ventiladores mecánicos para adultos - 2011).

3.1.12.3 Funcionamiento.

Este analizador de flujo de gas figura 13 ha sido fabricado para uso general. Este analizador mide variables de diferentes tipos, tales como, volumen, presión, flujo y oxígeno, variables que son entregadas por los diferentes instrumentos electro médicos dedicados al cuidado del aparato respiratorio. Este instrumento de calibración cuenta con

el modo necesario para calibrar ventiladores mecánicos, objetivo de este proyecto. (Pinzon, 2011)

3.1.12.4 Resultados y conclusiones más importantes.

Se encontró que los ventiladores mecánicos difieren de su desempeño de acuerdo a sison análogos o digitales, ya que se presenta una gran diferencia de resolución entre ambos tipos de instrumentos. Una de las principales conclusiones que se infiere del proyecto, es que los profesionales de la salud suelen estar confiados en el uso de los ventiladores mecánicos, sin embargo, resultados del cálculo, no todos los ventiladores mecánicos responden igual ante el mismo punto de medición, por lo cual dejan una alta probabilidad a los elementos adversos, perjudicando de esta manera al paciente. (Pinzon, 2011)

3.1.13.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño mecánico y validación del sistema de censado de un ventilador mecánico paraterapia intensiva. (2009); Autor: Luis Alberto Canales Meza, Tesis para optar por el título de Ingeniero Mecánico.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Se buscará dar solución a los sistemas que están involucrados en la ventilación mecánica, para esto será necesario definir las características y funciones de cada uno de estos sistemas; (2) Proponer un diseño que logre acercarse lo más posible al producto final lo cual se verá materializado en la fabricación de un prototipo funcional; (3) Se realizarán pruebas de validación a algunos sistemas con el propósito de mostrar su comportamiento y así mismo tener la certeza de que las soluciones propuestas serán capaces de llevar a cabo la ventilación mecánica.

3.1.13.2 Resumen.

El presente trabajo describe las características y objetivos de la ventilación mecánica basada en la mecánica del sistema respiratorio y en el análisis de los sistemas que logran simular las fases de inspiración y espiración de un ser humano, se describirán los modos de ventilación mecánica y las formas como se ha tratado de resolver esta difícil tarea, también se encontrarán los sistemas que logran llevar a cabo la ventilación mecánica. (Canales, 2009)

Además, muestra el análisis de las funciones que debe de cumplir cada uno de los sistemas involucrados al mismo tiempo que se generan diferentes propuestas que lograrán llevar la mezcla de gases hacia los pulmones del paciente en la fase de

inspiración y recibir los gases provocados por la fase de espiración haciendo uso de elementos neumáticos, electromecánicos y elementos que logren medir las variables físicas tales como flujo inspiratorio, volumen inspiratorio y presión en las vías aéreas. El tercer capítulo de este documento muestra el ensamble general propuesto para el diseño, así como los análisis matemáticos a los elementos que lo requieren, también se verá a detalle las pruebas propuestas para la validación del equipo. (Canales, 2009)

3.1.13.3 Funcionamiento.

Como primer elemento en ambas entradas tenemos un regulador de presión que hace que la presión de entrada se mantenga en un valor constante de presión que se desee, junto con este dispositivo tenemos un filtro que tendrá la función de retener las partículas indeseables dentro de los gases y por último tenemos un condensador que hará que la humedad del aire quede eliminada, una vez pasada esta etapa continúa el “Sistema de acondicionamiento de gases” en donde como primer dispositivo existe una válvula antirretorno que nos ayudará a mantener ambos gases en una sola dirección, inmediatamente tenemos un par de válvulas proporcionales que ayudarán a controlar el flujo y por consiguiente la proporción de los gases en la mezcla, una vez obtenida esta mezcla esta será dirigida a los pulmones del paciente durante la fase de inspiración y terminada esta fase se recibirán los gases provocados por la fase de espiración. (Canales, 2009)

3.1.13.4 Resultados y conclusiones más importantes.

La validación del sistema de censado y acondicionamiento de gases ha dado como resultado que tanto los elementos como la configuración de estos podrán llevar a cabo la ventilación mecánica una vez que el diseño del controlador sea capaz de llevar a cada una de las válvulas proporcionales al estado requerido tanto para obtener la mezcla deseada como para controlar una de las variables, sin embargo, para facilitar el diseño de este controlador se propone que la electroválvula principal sea sustituida por una válvula proporcional similar a la de exhalación ya que con este cambio tendremos el conjunto de válvulas proporcionales controlando únicamente la mezcla de gases y la nueva válvula proporcional controlando la variable deseada. Como se puede observar el trabajo desarrollado muestra un panorama que deberá ser tomado en cuenta principalmente para el desarrollador del sistema de control, sin embargo, este prototipo funcional muestra carencias en cuanto a la seguridad e higiene de dispositivos médicos. Para esto se propone realizar iteraciones relacionadas con la selección de materiales ocupados en el área médica, así como en cuestiones de energía eléctrica y alimentación de gases que permitan el funcionamiento del ventilador mecánico con cierto grado de independencia. (Canales, 2009)

3.1.14.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión. (2020); Autor(es), Naranjo César, Flor Omar, Tapia Jeysson, Flores Evelyn, Coba Alfredo, Chango Eduardo. Tesis para optar por el título de ingeniero mecatrónico.

Los autores de este trabajo establecieron el siguiente objetivo de investigación:
(1) Brindar asistencia respiratoria a pacientes que no tienen la capacidad de hacerlo por sus propios medios.

3.1.14.2 Resumen.

Este documento presenta el diseño de un ventilador mecánico de carácter emergente y que permite el control de variables como la presión pico inspiratoria (PIP), Presión Positiva al Final de la Espiración (PEEP), Frecuencia Respiratoria (FR), Tiempo Inspiratorio (Ti), Pausa Inspiratoria (Pause ins), Sensibilidad de Disparo (Trigger), Apnea en Modo Espontáneo (Apnea). Para este diseño, se consideró la experiencia previa en el manejo de ventiladores mecánicos de uso médico y el uso de componentes inoxidable de tipo industrial y equipo médico. Este ventilador permite control mandatorio, selección y monitoreo de parámetros mínimos necesarios para dar soporte vital a pacientes con deficiencia respiratoria aguda. (Naranjo, y otros, 2020)

3.1.14.3 Funcionamiento.

Considerando las dos líneas de inspiración y espiración que se requieren en el proceso, se planteó la *figura 14* esquemática de los componentes principales y que se han ensamblado en una distribución que permite practicidad en su reemplazamiento de componentes. (Naranjo, y otros, 2020)

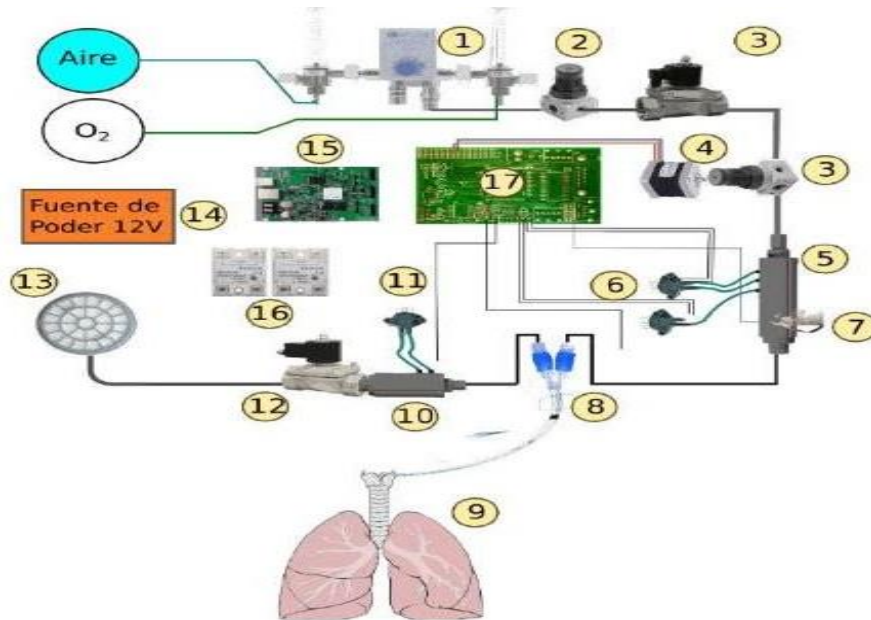


Figura 14 – Esquema del diseño de ventilador mecánico emergente.

Fuente: Imagen tomada de: (Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión – 2020).

La línea de espiración inicia con la alimentación de las fuentes de aire y oxígeno, cuyos flujos, con ayuda de (1), se mezclan en proporciones que deben ser variables para su utilización. El gas mezclado atraviesa una válvula de regulación de caudal (3), que

por cuestiones de seguridad evitará un exceso de flujo por parte de las fuentes como medio de protección inicial para el equipo. Una segunda válvula acondicionada al componente (4), cumple la función de válvula proporcional, la misma que regula la apertura y cierre para el ciclo inspira-torio. El componente (5), permite la incorporación de los sensores (6) y (7) y conduce el aire hacia (8) y (9). El circuito de exhalación empieza por (9) propulsa-do por la recuperación elástica del sistema pulmonar, que envía el aire inspirado a (10), en cuya estructura se encuentra acondicionado (11) y posterior a ellos, la válvula (12) y finalizando por el filtro (13). (Naranjo, y otros, 2020)

3.1.14.4 Resultados y conclusiones más importantes.

El ventilador diseñado, ha permitido un ensamblaje y funcionalidad adecuada para brindar un proceso de inhalación y espiración, controlando en todo momento, los valores de presión y con seguridades adecuadas ante variaciones de presión y variaciones eléctricas; por tanto, sirve de base para futuros desarrollos de ventiladores que pueden ser incorporados en unidades de cuidados intensivos una vez que se cuente con el aval de los expertos y permisos para su implementación. (Naranjo, y otros, 2020)

3.1.15.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño para la elaboración de un prototipo de ventilador mecánico de emergencia por COVID-19 en la clínica misericordia internacional de la ciudad de barranquilla. (2020); Autor, Elizabeth Flórez Bautista, Tesis para optar por el título de alta gerencia.

La autora de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) El objetivo general de este proyecto es el diseño de un prototipo de ventilador mecánico funcional para Síndrome de Distrés Respiratorio durante el marco de la pandemia por COVID-19, (2) Realizar ensayos en un ambiente controlado con la utilización de simuladores y analizadores en laboratorio.

3.1.15.2 Resumen.

En el documento describe la problemática de la pandemia por el virus de SARS-Cov2/COVID-19 que ha generado un estado de emergencia sanitaria en el país, las instituciones prestadoras de salud se encuentran en jaque por la gran demanda de ventiladores mecánicos en las unidades de cuidados intensivos (UCI). Ante esta situación, La Misericordia Clínica Internacional, liderado por sus departamentos de ingeniería biomédica y con asesoría del departamento de investigación e innovación, realizara el diseño y fabricación de un prototipo de ventilador mecánico, de acuerdo a las especificaciones técnicas de dispositivos médicos establecidos por entes regulatorios nacionales e internacional. (Bautista, 2020)

3.1.15.3 Funcionamiento.

Dentro la innovación tecnológica para la realización del prototipo de ventilación mecánica *figura 15* del sistema neumático se aprovecha el aire comprimido y el oxígeno que ya se encuentran dentro de un área de la UCI para minimizar la complejidad mecánica y la fatiga del material, Dentro del circuito neumático, visualizamos las dos entradas de presión el cual integra al mezclador de gases, se controla a través de válvulas solenoides con un tubo Venturi que se hace a medida, pasando por los dos sensores de flujo los cuales dan apertura a la válvula solenoides al llegar al circuito de dos vías, colocando antes un filtro hidrosópico, que garantiza un 99% de pureza de gases que le suministran al paciente. (Bautista, 2020)

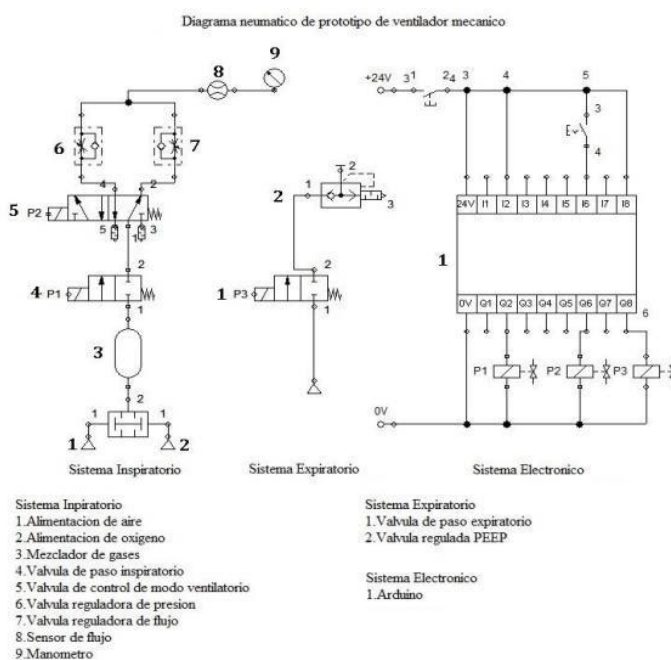


Figura 15 – Diagrama neumático, prototipo de ventilador.

Fuente: Imagen tomada de (Diseño para la elaboración de un prototipo de ventilador mecánico de emergencia por COVID-19 en la clínica misericordia internacional de la ciudad de barranquilla - 2020).

3.1.15.4 Resultados y conclusiones más importantes.

Brindando una solución al área de ingeniería Biomédica de la institución, cumpliendo con las características técnicas requeridas por el Invima, con objetivos y políticas de calidad, orientados al mejoramiento de la calidad en la atención y salvaguardar la vida de los pacientes que lleguen a la IPS con esta enfermedad. Se obtuvo un prototipo a partir de las fases metodológicas y estructurales de un proyecto de innovación. (Bautista, 2020)

3.1.16.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño de un simulador de pulmón para el aprendizaje de la mecánica pulmonar en ventilación mecánica. (2007); Autores, Sarah Heili Frades, German Peces Barba, María Jesús Rodríguez Nieto.

3.1.16.2 Resumen.

Este documento se trata de una técnica de enseñanza de la ventilación mecánica, dirigida a comprender la mecánica ventilatoria y las asincronías. Se basa en el uso de un simulador de pulmón que consiste en un sistema cerrado de bag-in-box, donde la bolsa se conecta al ventilador y la caja a una jeringa de calibración con retroceso elástico del émbolo. El sistema permite comprobar los datos de la mecánica respiratoria porque el manómetro situado en la caja recoge las presiones ejercidas por el respirador durante el ciclo, y el volumen dispensado puede observarse mediante el desplazamiento del émbolo calibrado de la jeringa. Este diseño básico aporta sencillez y fácil disponibilidad, siendo también posible su implementación dentro de un sistema computarizado que permitiera recoger estas señales de presión y de volumen, así como la de flujo, y presentarlas junto a las señales que aporta directamente el respirador. (Frades, Barba, & Nieto, 2007)

3.1.16.3 Funcionamiento.

El simulador permite reproducir un modelo restrictivo mediante incrementos de la resistencia elástica del émbolo. Accionándolo de un modo manual, el observador puede apreciar que para insuflar la bolsa debe tirar del émbolo de la jeringa con mayor tensión que en condiciones normales, lo que refleja el incremento de trabajo que debe desarrollar la musculatura respiratoria del paciente. Del mismo modo, puede apreciarse que al soltar el émbolo de la jeringa el elevado retroceso elástico hace que el vaciado de la bolsa se produzca de un modo rápido y eficaz, lo cual permite observar que el principal

problema mecánico es el de llenado, no el de vaciado. Si conectamos el ventilador al simulador en estas condiciones, se verá que se necesitan presiones elevadas y rampas mantenidas para conseguir un llenado homogéneo y regular de la bolsa. (Frades, Barba, & Nieto, 2007)

3.1.16.4 Resultados y conclusiones más importantes.

Presentan un modelo de simulador de pulmón de fácil montaje y disponibilidad, accesible a cualquier unidad de ventilación mecánica. No precisa de ningún dispositivo electrónico, es fácilmente transportable y puede aplicarse con cualquier respirador de tubuladura única o doble. Su uso es muy simple y permite instruir a médicos y enfermeras en la mecánica respiratoria en situaciones de ventilación mecánica, prestando especial atención a la interacción paciente-ventilador. (Frades, Barba, & Nieto, 2007)

3.1.17.1 Nombre del trabajo, autor y revistas o lugar de publicación.

Desarrollo de un simulador pulmonar de paciente para ensayar ventiladores mecánicos, realizado para satisfacer los requerimientos de la materia “**proyecto**” del instituto de ingeniería eléctrica IIE. (2011); Autores, Federico Bilman, Juan Pablo Braga,

Jorge Martín Cáceres, Valentina Ramírez. Tesis para optar por el título de Ingeniería Eléctrica.

Los autores de este trabajo establecieron el siguiente objetivo de investigación:
(1) El objetivo del proyecto es proyectar, construir, documentar y probar SIMVENT, banco de prueba al cual se conectan los ventiladores para evaluarlos y compararlos.

3.1.17.2 Resumen.

Este proyecto se basa en el diseño y elaboración de una herramienta capaz de probar los ventiladores mecánicos, de forma que un banco de prueba al cual se conectan los ventiladores para evaluarlos y compararlos. Para poder lograr el objetivo, debe simular la mecánica ventilatoria de un pulmón. Además, el dispositivo escapa de variar parámetros del modelo para simular distintos pacientes de edad, tamaño y patologías diferentes. (Bilman, Braga, Cáceres, & Ramírez., 2011)

3.1.17.3 Funcionamiento.

Se diseñó un dispositivo donde el volumen se controla en función de la presión internamedida y de la complacencia. El sistema mecánico *figura 18* se compone por un

cilindro neumático con vástago, un motor de pasos, sensores de presión y encoder.

(Bilman, Braga, Cáceres, & Ramírez., 2011)

El sistema funciona de manera realimentada. Mediante un sensor de presión colocado en el cilindro se mide la presión interna del mismo. Se mide el volumen que tiene éste a partir de su posición, por medio de un encoder. Estas medidas obtenidas se envían al microprocesador y se realizan cálculos que se explicarán en el siguiente párrafo. Con el valor de la presión interna del cilindro más el de la complacencia se obtiene un valor de volumen. Se compara el volumen medido con el volumen que se obtiene de la relación presión- complacencia. Si el valor de volumen medido es diferente que el valor de volumen que se obtuvo de la relación, se toman acciones sobre el motor PaP el cual mueve el vástago del cilindro neumático variando el volumen dentro del mismo.

(Bilman, Braga, Cáceres, & Ramírez., 2011)

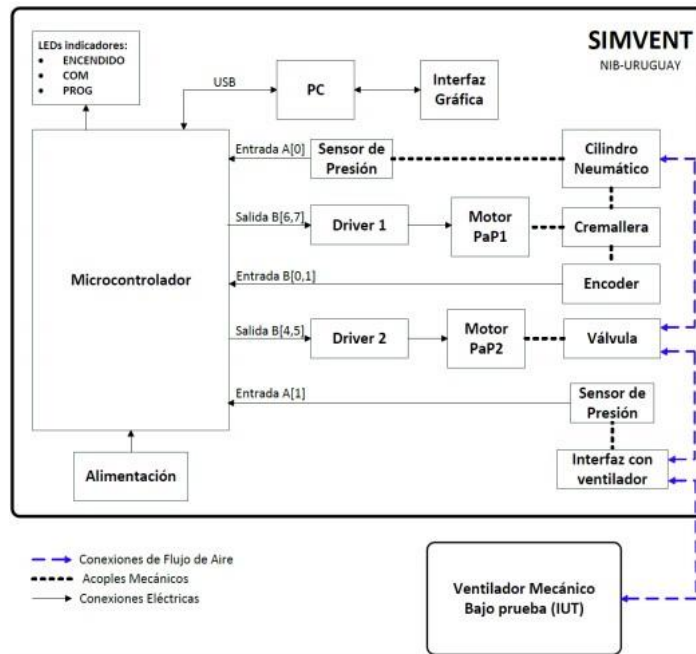


Figura 16 – Diagrama de bloques de SIMVENT.

Fuente: Imágen tomada de (Desarrollo de un simulador pulmonar de paciente para ensayar ventiladores mecánicos, realizado para satisfacer los requerimientos de la materia “**proyecto**” del instituto de ingeniería eléctrica IIE - 2011).

3.1.17.4 Resultados y conclusiones más importantes.

En líneas generales se puede decir que el proyecto fue exitoso y se cumplieron los objetivos planteados. Se realizaron pruebas con varios VM detectando diferencias en el funcionamiento de los mismos, dando una herramienta a los médicos para decidir cuales tienen mejor rendimiento. (Bilman, Braga, Cáceres, & Ramírez., 2011)

Consideramos que hay varios aspectos en el diseño del prototipo que se pueden mejorar para futuras versiones, el proyecto deja una base muy fuerte sobre la cual seguir

trabajando. Dejó muchas conclusiones que serán muy útiles en nuevos prototipos.
(Bilman, Braga, Cáceres, & Ramírez., 2011)

3.1.18.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Simulador virtual de la mecánica respiratoria con interfaz gráfica en realidad virtual. (2019); Autor, Juan Diego Torres Morales; Trabajo de grado para optar por el título de ingeniero de sistemas y computación.

El autor de este trabajo estableció los siguientes objetivos de investigación: (1) Crear un simulador de la mecánica respiratoria mediante la integración de modelos numéricos de la ventilación con una interfaz gráfica de usuario, (2) Crear una interfaz gráfica que permita recibir los parámetros de entrada y navegar alrededor del modelo del pulmón, (3) Integrar los modelos numéricos de la mecánica respiratoria lineal de una cavidad y no lineal de N- cavidades con la interfaz gráfica.

3.1.18.2 Resumen.

Este trabajo presenta un simulador virtual de la mecánica respiratoria, que cuenta con una interfaz gráfica y con modelos tridimensionales del sistema respiratorio que se puede ejecutar en entornos de cómputo tradicionales y en realidad virtual. El simulador se integra con dos modelos numéricos de la mecánica respiratoria: el modelo lineal de un solo compartimiento y el modelo no lineal de N-compartimentos, los cuales usa para describir el comportamiento del volumen y el flujo del sistema respiratorio para un sujeto intubado a un ventilador mecánico. Finalmente, el programa cuenta con un algoritmo de aprendizaje reforzado con el que se estima la presión ideal en la vía aérea para un paciente intubado. El simulador desarrollado es una herramienta computacional que puede ser usada para la investigación, el desarrollo, y la educación y entrenamiento del personal médico. Permite evaluar y afianzar los conocimientos de las propiedades más importantes de la mecánica respiratoria por medio de la simulación. (Morales, 2019)

3.1.18.3 Funcionamiento.

El simulador se desarrolló en el motor de videojuegos Unity3D, debido a que en este motor es sencillo crear interfaces gráficas para diferentes tamaños de pantallas, tiene soporte nativo para aplicaciones de realidad virtual y realidad aumentada, y permite compilar proyectos para múltiples plataformas, entre ellas Windows, Linux, Mac, IOS y Android (Unity3D). (Morales, 2019)

El simulador de la mecánica respiratoria *figura 19* permite caracterizar el pulmón de un sujeto que se desee simular a partir de sus datos fisiológicos. La caracterización de los datos permite al programa describir la morfología y capacidades pulmonares del sistema respiratorio del sujeto, y a partir de los datos calculados con los parámetros de entrada del simulador se animan los modelos 3D del sistema respiratorio y se actualizan los modelos de la mecánica respiratoria. (Morales, 2019)

Se recogen datos demográficos y fisiológicos del paciente que se desea simular, esto para suplir información a los modelos numéricos y mostrar características morfológicas y funcionales del sistema respiratorio mediante la interfaz gráfica. Los parámetros de entrada demográficos son el sexo, la altura y la edad. Para describir las características fisiológicas y de la mecánica respiratoria de un paciente se deben de conocer los valores descritos, a los cuales el simulador les asigna un valor predeterminado antes de comenzar la simulación. (Morales, 2019)

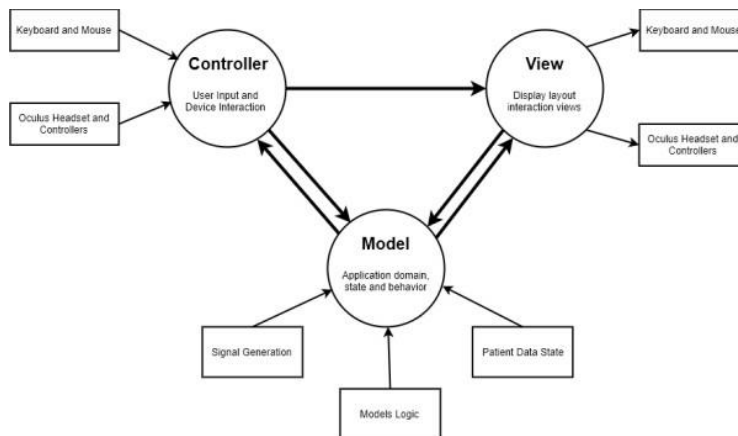


Figura 22: Modelo vista controlador en el simulador

Figura 17 – Modelo vista controlador en el simulador.

Fuente: Imagen tomada de (Simulador virtual de la mecánica respiratoria con interfaz gráfica en realidad virtual - 2019).

3.1.18.4 Resultados y conclusiones más importantes.

El simulador desarrollado mostró modelos tridimensionales de las estructuras del sistema respiratorio y de la unidad alveolar, los cuales se animaron usando animación por fotogramas. Interpolando linealmente la señal de volumen se sincronizó la animación de los modelos 3D del simulador con la frecuencia respiratoria del paciente simulado. Se creó un tablero de gráficas que permite mostrar las señales de entrada y salida de los modelos de la mecánica respiratoria, y se expuso un método para generar la señal de presión a partir de los datos que tipifican a un paciente y formas de onda más sencillas, con las que se modela la fase inspiratoria y espiratoria de la respiración. (Morales, 2019)

3.1.19.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Diseño de un sistema de ventilación accionado por energía solar para uso de deshidratadores solares, (2017); Autores, Camilo Alejandro Díaz Arenas, José Ignacio Guerrero Montero, Tesis para optar por el título de ingeniero mecánico.

Los autores de este trabajo establecieron el siguiente objetivo de investigación: (1) Diseñar un sistema de ventilación accionado por energía solar para su uso en equipos de deshidratación solar, (2) Diseñar un sistema de ventilación que opere según las especificaciones requeridas por el deshidratador solar, (3) Diseñar un sistema para la transformación de energía solar a energía eléctrica para el suministro del sistema.

3.1.19.2 Resumen.

Este proyecto está enfocado en el apropiado diseño de un sistema de ventilación accionado por energía solar para su uso en equipos de deshidratación solar de productos agrícolas, esto incluye desde el correcto flujo de aire dentro del equipo hasta el diseño eficiente para el uso y aprovechamiento de la energía fotovoltaica usada para suplir las necesidades energéticas del sistema. Se tienen en cuenta variables como velocidad y flujo másico de aire puesto que se debe mejorar la eficiencia del deshidratador y no alterar su óptimo funcionamiento. (Arenas, 2017).

3.1.19.3 Funcionamiento.

Con la evaluación del comportamiento específico de los ventiladores en la geometría diseñada, se logró obtener la curva de comportamiento del ventilador y corroborar que los ventiladores seleccionados pueden cumplir con los requisitos de

diseño, flujo y velocidad de aire, al operar al 50% del rango de trabajo establecido para el mismo. (Arenas, 2017)

Con base en los ventiladores seleccionados y los requisitos de operación del sistema fueron calculados los requerimientos de potencia eléctrica, se estableció el consumo diario de 720W de potencia para la alimentación de los ventiladores, con el fin de asegurar la operación del sistema durante 2 días sin radiación solar, se determinó la necesidad de usar 2 paneles fotovoltaicos de 200W y 3 baterías de 12V DC – 100 Ah. (Arenas, 2017)

3.1.19.4 Resultados y conclusiones más importantes.

Para el diseño del sistema de ventilación fue necesario contemplar diversas variables importantes para el proceso de deshidratación, así como, para el proceso de conversión de energía eléctrica. Entre ellas se destacan el flujo de aire, consumo eléctrico de los dispositivos, tiempo de operación independiente del sistema entre otras, las cuales aportaron para llegar al cumplimiento de requisitos de diseño establecidos por los autores del presente proyecto y los autores de los proyectos conexos. (Arenas, 2017)

3.1.20.1 Nombre del trabajo, autor y revista o lugar de publicación.

Sistema de ventilación de aire alimentado por energía solar, (2016); Autor, Luis Ángel Vargas Martínez; Proyecto para aplicar al título de ingeniero mecánico.

El autor de este trabajo estableció el siguiente objetivo de investigación: (1) Diseñar un sistema de impulsión de aire en paralelo al sistema actual, que funcione con energía solar y energía de la red, para el intercambiador tierra – aire instalado en la Universidad Distrital Francisco José de Caldas Facultad Tecnológica.

3.1.20.2 Resumen.

Este documento plantea un diseño y se hace una instalación de un sistema que funcione usando la radiación emitida por el sol, con el fin de reducir el consumo de energía del intercambiador tierra aire “ICTA”, teniendo en cuenta los requerimientos del sistema tales como el sistema de acumulación, de regulación y de generación, además el diseño e instalación del mismo permitirá a los estudiantes una herramienta para el análisis de sistema que funciona con una energía alternativa. (Martínez, 2016)

3.1.20.3 Funcionamiento.

En estos ventiladores el aire ingresa en dirección paralela al eje del rotor, por la boca de aspiración, y la descarga se realiza tangencialmente al rotor, es decir que el aire cambia de dirección noventa grados (90 °). (Martínez, 2016)

Este tipo de ventiladores desarrolla presiones mucho mayores que los ventiladores axiales, alcanzando presiones de hasta 1500 milímetros de columna de agua (mmcda) y son los empleados, mayormente, en los sistemas de ventilación localizada. (Martínez, 2016)

El principio de funcionamiento de los ventiladores centrífugos es el mismo de las bombas centrífugas. Están constituidos por un rotor que posee una serie de paletas o álabes, de diversas formas y curvaturas, que giran aproximadamente entre 200 y 5000 rpm dentro de una caja o envoltura. (Martínez, 2016)

3.1.20.4 Resultados y conclusiones más importantes.

La turbina del sistema tiene un ventilador centrifugo que se encuentra conectado a la red eléctrica, y tiene un consumo de 1.5 Hp, para mejorar estas condiciones se realizó un proceso de selección del ventilador, por medio un punto de trabajo y teniendo en cuenta criterios como costos, dimensiones, punto de trabajo, se encuentra un equipo con

un consumo de 0.5 HP, que se encuentra en funcionamiento por un periodo de 2 horas y de este modo se aprovecha la energía solar emitida por los paneles. (Martínez, 2016)

La autonomía del sistema depende de la cantidad de paneles solares y la capacidad de almacenamiento del sistema de acumulación, en el desarrollo del proyecto se evidenció que para un tiempo de 2 horas para la carga estipulada (1/2 Hp), se requieren 2 baterías de 150 Ah. (Martínez, 2016)

3.2 HISTORIA

Las primeras prácticas realizadas se las debemos a Galeno de Pérgamo quién en el año 175 d.c experimentó con un artefacto llamado fuelle de fuego para insuflar aire dentro de los pulmones de un animal muerto, fue hasta el siglo XVI cuando el anatomista Andrea de Vesalius quien se introdujo en el mundo de la medicina. Él al cuestionarse el por qué y cómo de ciertas funciones del cuerpo, especialmente de los pulmones y al ir creciendo su curiosidad y sus investigaciones tropezó con los hallazgos que había realizado Galeno y se encontró con lo que consideró varias inexactitudes. En la historia de la ventilación mecánica se explica que la respiración boca a boca pasó de ser un importante y eficiente método para dar lugar a la ventilación de presión positiva debido al descubrimiento del dióxido de carbono por parte de Joseph Black en 1754, y del oxígeno, a cargo de Priestley,

Lavoisier y Scheele. Pero El primer respirador a presión negativa fue producido en 1832 por el médico escocés, John Dalziel. Su creación consistió en una caja en la que se introducía el paciente, quien quedaba asomando solamente cabeza y cuello, como se observa en la *figura 18*. (Reina & Calvo, 2013)



Figura 18 – Primer respirador a presión negativa por John Dalziel – 1832.

Fuente: Imagen tomada de (Revista argentina de terapia intensiva)

3.3 ESPECIFICACIONES PARA UN VENTILADOR EN ADULTOS

El dispositivo debe ser controlado por un microprocesador apto para pacientes adultos con una batería interna con autonomía inferior a una hora, además, debe poseer un sistema automático de compensación de fugas, compensación automática de resistencia de tubo configurable en todos los modos ventilatorios. El dispositivo debe ser controlado por un microprocesador apto para pacientes adultos con una batería interna con autonomía

inferior a una hora, además, debe poseer un sistema automático de compensación (Canales, 2009)

Este dispositivo debe contar con los siguientes parámetros de ajuste:

- Volumen corriente: Mínimo 2 ml o menos - 2.500 ml o más
- Frecuencia respiratoria De 3 o menor a 150 o mayor.
- PEEP/CPAP de 0 a 45 cmH₂O o mayor
- FIO₂: Valor inferior 21% a 100%
- Presión inspiratoria: De 1 cmH₂O o menos a 90 cmH₂O o mayor.
- Flujo inspiratorio máximo: 160 LPM o mayor.
- Flujo de base en neonatos y pediátricos de 3 L/min o mayor
- Presión de soporte: de 0 a 90 cmH₂O o mayor
- Tiempo inspiratorio: 0,1 segundos a 10 segundos o más.
- Rise time, aceleración de flujo o pendiente de presurización
- Función de suspiros programable.

3.4 CONFIGURACIÓN DEL SISTEMA

En la *figura 19* se observa la configuración de elementos mecánicos y electromecánicos que cumplen con las funciones requeridas para el “Sistema de potencia neumática” y el “Sistema de acondicionamiento de gases”, como primer elemento en

ambas entradas tenemos un regulador de presión que hace que la presión de entrada se mantenga en un valor constante de presión que se desee, junto con este dispositivo tenemos un filtro que tendrá la función de retener las partículas indeseables dentro de los gases. (Canales, 2009)

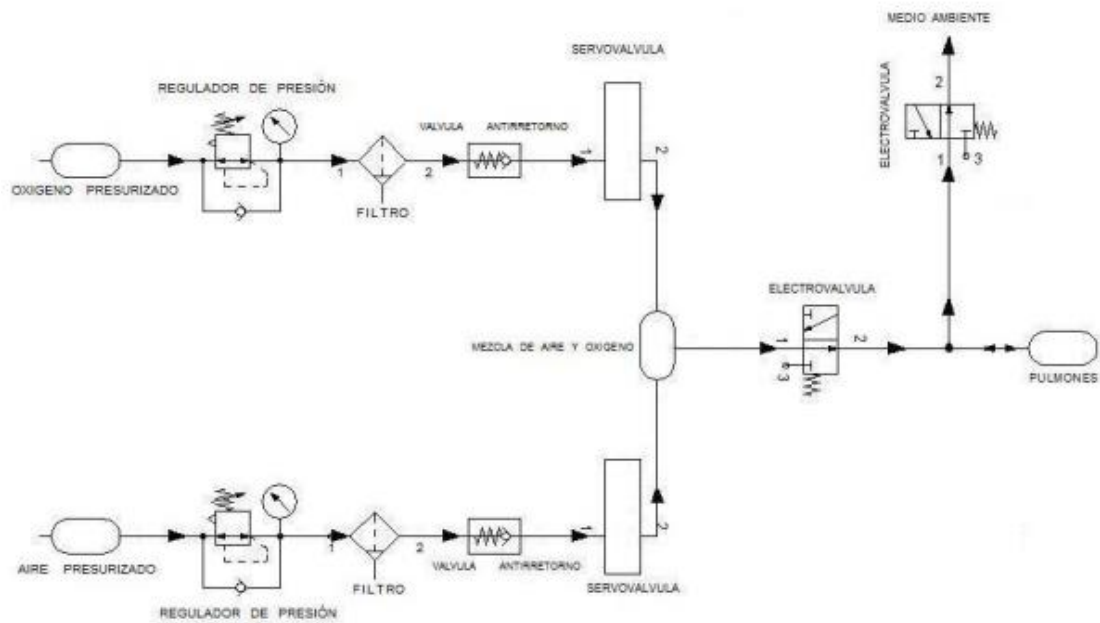


Figura 19 - Configuración neumática para el ventilador mecánico.

Fuente: Imagen tomada de (Diseño mecánico y validación del sistema de censado de un ventilador mecánico para terapia intensiva - 2009).

3.5 FISIOLÓGÍA RESPIRATORIA

Son varios los procesos que se llevan a cabo para la respiración, para conocer de manera general cada uno de ellos hay que comprender que el sistema respiratorio está

dividido en dos zonas, zona de conducción y zona respiratoria, en la zona de conducción están involucrados órganos generalmente conocidos como los son: nariz, faringe, laringe y tráquea. En la zona respiratoria están comprendidos elementos que componen a los alveolos, donde se produce el intercambio gaseoso. El objetivo del proceso de respiración es la captación de oxígeno y eliminación de dióxido de carbono del organismo. la difusión simple permite el intercambio de oxígeno a la sangre pulmonar y de dióxido de carbono al exterior del cuerpo humano, esta sangre involucrada es expulsada desde el ventrículo hasta los capilares pulmonares a través de la arteria pulmonar, debido al efecto de la gravedad no se distribuye de la misma manera la sangre en los pulmones, el flujo sanguíneo será mayor en la parte inferior de los pulmones y menor en la parte superior. *Figura 20.* (Cecil, 2015)

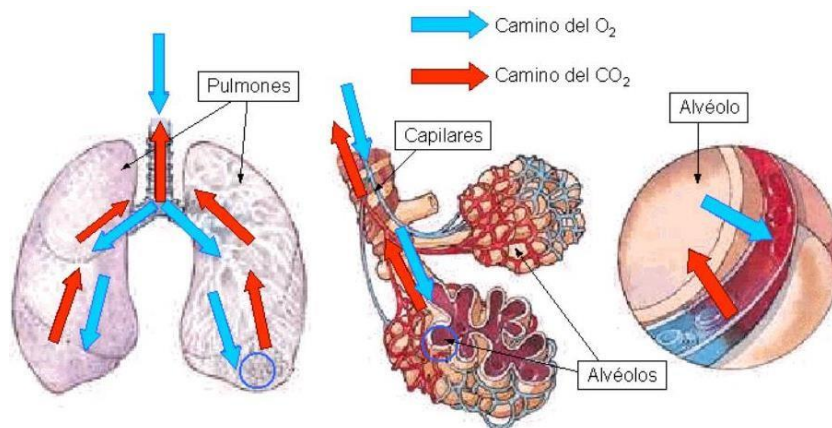


Figura 20 – Difusión simple.

Fuente: Imagen tomada de (<http://bifisicaudg.blogspot.com/2015/08/intercambio-de-gases.html>).

Es importante también distinguir los músculos primordiales que participan en la respiración normal como lo son el diafragma e intercostales externos; para que ésta

se pueda realizar correctamente, y para conocer los mecanismos esenciales de este proceso y así trasladarlo de una manera efectiva al diseño de un respirador artificial. (Cecil, 2015).

3.6 ADAPTABILIDAD DE LOS PULMONES Y DE LAS PAREDES TORÁCICAS.

Cabe destacar la importancia de la adaptabilidad de los pulmones y de la pared torácica frente a diversos cambios en la relación entre su presión y volumen, ya que si aumenta o disminuye la adaptabilidad pulmonar se pueden producir enfermedades como la fibrosis, teniendo esto en cuenta la propuesta de diseño tendrá que adaptarse a estas condiciones, para que el individuo no tenga complicaciones en el momento de la utilización del dispositivo. (Muñoz, 2018)

3.7 VENTILACIÓN Y MECÁNICA RESPIRATORIA.

La ventilación pulmonar es el proceso en el cual succionamos aire del entorno como oxígeno para luego expulsarlo como dióxido de carbono. Este proceso puede ser

activo o pasivo según que el modo ventilatorio sea espontáneo, cuando se realiza por la actividad de los músculos respiratorios del individuo, o mecánico cuando el proceso de ventilación se realiza por la acción de un mecanismo externo. (Canet, 2006) El nivel de ventilación o de entrada de oxígeno está regulado desde el centro respiratorio en función de las necesidades generales del organismo.

El objetivo de esta ventilación es transportar el oxígeno hasta el espacio alveolar para que se produzca intercambio con el espacio capilar pulmonar y evacuar el CO₂ producido a nivel metabólico. Tenido en cuenta este proceso y para el diseño que nos corresponde en este proyecto, es importante definir las características físicas y mecánicas que tienen los pulmones para así acercarnos más a un diseño óptimo del artefacto. (Canet, 2006)

Propiedades físicas y mecánicas de los pulmones: (Canet, 2006)

- **Elasticidad:** Es la propiedad de un cuerpo a volver a la posición inicial después de haber sido deformado.
- **Viscosidad:** Depende de la fricción interna de un medio fluido, es decir entre el tejido pulmonar y el gas que circula por las vías aéreas. En el sistema respiratorio se cuantifica como el cambio de presión en relación al flujo aéreo.
- **Tensión superficial:** Está producida por las fuerzas cohesivas de las moléculas en la superficie del fluido y de la capa de la superficie alveolar. Estas fuerzas

depende de la curvatura de la superficie del fluido y de su composición.

- **Histéresis:** Es el fenómeno por el que el efecto de una fuerza persiste más de lo que dura la misma fuerza.

3.8 VENTILACIÓN MECÁNICA ARTIFICIAL.

Hay personas que tienen dificultades de respiración por diversos motivos esto deriva en insuficiencia respiratoria, para estas personas existen mecanismos de ventilación mecánica artificial que ayudan a introducir y extraer aire de los pulmones. (Rodríguez, 2010).

La ventilación mecánica artificial se puede aplicar de muchas maneras, por lo general estos dispositivos funcionan de manera que se introduce un tubo por nariz y boca hasta la tráquea. (Rodríguez, 2010)

En casos graves de insuficiencia respiratoria, cuando la persona requiere de ventilación mecánica artificial durante más tiempo, se conecta el tubo directamente a la tráquea a través de una pequeña incisión en la parte anterior del cuello. Hay diversos tipos de respiradores artificiales y mecanismos de funcionamiento dependiendo del problema. (Rodríguez, 2010).

3.9 RESPIRADOR ARTIFICIAL.

Como se mencionó anteriormente existen varios tipos de respiradores arteriales *figura 21* atendiendo a las necesidades del individuo que lo requiere, en términos más generales se pueden distinguir en dos grupos según la ventilación que realizan: (Galiana & Reina, 2012)

Invasiva o no invasiva, la invasiva requiere intubación y la no invasiva no requiere intubación. La intubación es la colocación de un tubo flexible en la tráquea. Su funcionamiento es sencillo, el respirador introduce oxígeno a presiones mayores de las normales, esto con el objetivo de vencer la resistencia de los alveolos inflamados y oxigenar la sangre, la diferencia radica en que mientras nosotros al hacer una inspiración normal absorbemos un 21% de oxígeno de todo el aire inspirado mientras que el respirador artificial logra aportar hasta el 100% de oxígeno. (Galiana y Reina, 2012).

El ciclo respiratorio consta de tres partes: (Galiana y Reina, 2012).

- **Insuflación:** El aparato insufla el volumen de aire en el pulmón, en este caso a través de una grande presión. La presión máxima que se alcanza en vía aérea

se llama presión de insuflación o presión de pico.

- **Meseta:** Cuando termina la parte de insuflación se mantiene el gas dentro del pulmón durante un tiempo regulado por el médico. Este tiempo es una pausa inspiratoria y durante ella el flujo es cero. La presión en la vía aérea en ese momento se denomina presión de meseta y depende de la distensibilidad pulmonar.
- **Espiración:** “Es un fenómeno pasivo, causado por la retracción elástica del pulmón insuflado. La presión en la vía aérea desciende hasta cero o puede mantenerse una presión positiva al final de la espiración, lo que se conoce como PEEP”.

El respirador ejerce su función a través de tres variables: (Galiana y Reina, 2012).

- **Tiger:** Responsable de iniciar la inspiración. Puede ser de presión, flujo o tiempo.
- **Ciclado:** Responsable de finalizar la inspiración. Puede ser de volumen, presión, flujo o tiempo.
- **Límite o control:** Responsable de controlar la entrega de gas e interrumpe la inspiración si se alcanza un valor predeterminado de volumen, presión o flujo.

De acuerdo a estas variables hay 4 tipos de respiración. (Galiana y Reina, 2012).

- **Controlada:** Disparada, limitada y ciclada por el ventilador.
- **Asistida:** Disparada por el paciente y limitada y ciclada por el ventilador.

- **De soporte:** Disparada y ciclada por el paciente y limitada por el ventilador.
- **Espontánea:** El control de la respiración recae en el paciente.

El respirador solo puede controlar de forma directa una variable, esta permanecerá constante a pesar de los cambios de resistencia del sistema dependiendo de esta variable existen dos tipos de ventilación mecánica. (Galiana y Reina, 2012).

- **Ventilación controlada por presión:** la presión sería la variable independiente, mientras que el volumen insuflado y el flujo inspiratorio son cambiantes.
- **Ventilación controlada por volumen:** la variable de ciclado es el volumen y el flujo controla el ciclo respiratorio mientras que la presión es variable independiente.

Parámetros y programación del respirador. En general todos los ventiladores tienen los mismos componentes: (Galiana y Reina, 2012).

- **Fuente de gas:** Mezcla el aire y el oxígeno y los comprime para crear una presión positiva. La mezcla de gases se hace en función de la fracción inspirada de oxígeno(F_{iO_2}).
- **Circuitos de conexión:** La tabuladora inspiratoria conduce el gas hasta el paciente y la tabuladora espiratoria recoge el gas espirado por el paciente. Los dos circuitos se unen en una pieza en Y que los conecta al tubo endotraqueal.

- **Válvulas:** Generalmente situadas dentro del ventilador. Hay una válvula inspiratoria y otra espiratoria que impiden que se mezcle el gas insuflado y el espirado.
- **Sistema de control:** Es el sistema electromecánico del ventilador que regula las características del ciclo respiratorio.
- **Sistemas de alarma:** Sistemas de seguridad que alertan ante situaciones potencialmente peligrosas para el paciente. Incluyen sensores de presión o de volumen. Son dispositivos programables acústicos o luminosos.

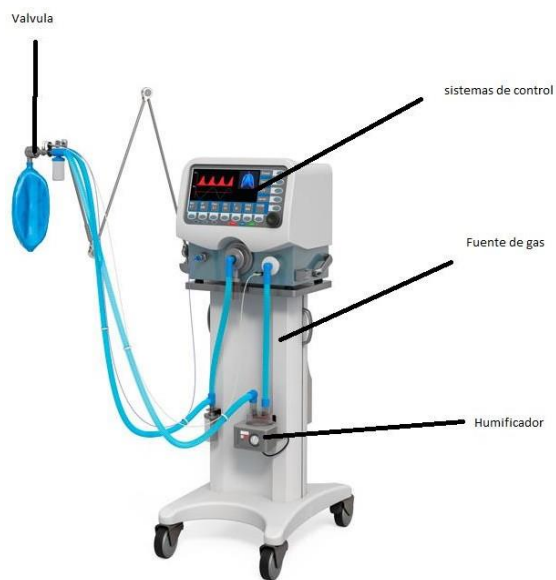


Figura 21 – Ventilador mecánico convencional.

Fuente: Imagen tomada de (<https://www.slideshare.net/drcampa51/ventilacin-mecnica-en-el-paciente-critico>).

3.10 COMPLICACIONES DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA.

La ventilación mecánica o el uso de respiradores artificiales incide directamente en el sistema respiratorio y si no se tienen en cuenta las siguientes complicaciones, podrían causar un daño más grave que el pretendido a tratar, o podría afectar otras funciones del organismo. (Ortiz, 2008)

- **Complicaciones relacionadas con la intubación traqueal:** estas complicaciones son generalmente causadas por la presión del aire que produce una fuga extra alveolar de gas en función de dónde va el gas podemos encontrar enfisema intersticial, enfisema subcutáneo, enfisema mediastínico, neumopericardio, neumoperitoneo o neumotórax.
- **Volutrauma:** causada por el uso de volúmenes corrientes elevados que provocan sobre distensión de regiones pulmonares y lesiones estructurales a nivel de la membrana alveolo-capilar.
- **Atelectrauma:** El uso de volúmenes pulmonares bajos o niveles de PEEP bajos puede inducir lesión pulmonar al crearse áreas de colapso alveolar.
- **Biotrauma:** La ventilación mecánica puede inducir y mantener una respuesta inflamatoria a nivel local e incluso sistémico cuando los mediadores rompen la membrana alveolo-capilar y pasan a la sangre. Otro factor perjudicial es la toxicidad por oxígeno, habiéndose demostrado que el uso de concentraciones elevadas de oxígeno produce radicales libres que puede causar alteraciones de la membrana alveolo-capilar similares a la lesión pulmonar aguda. Se recomienda usar FiO₂.

4. CONSIDERACIONES DEL DISEÑO.

4.1 METODOLOGÍA

Para el desarrollo del presente documento y para la elaboración de los prototipos de los posibles mecanismos que puedan generar una mejor solución al desarrollo de la ventilación mecánica, hemos decidido acoger la metodología de Bruce Archer. En este método se define el diseño cómo; (seleccionar los materiales correctos y darles forma para satisfacer las necesidades de función y estéticas dentro de las limitaciones de los medios de producción disponibles), (Archer, 1963). Lo que implica reconciliar un amplio rango de factores. la cual está dividida en tres fases principales *figura 22*, la primera de ellas es la fase analítica, en esta fase se recoge toda la información necesaria sobre las necesidades los límites y condiciones a seguir dentro del proyecto, la segunda fase es, la fase creativa en donde se inicia la práctica tomando como base la información recopilada y se inicia el desarrollo de ideas y la selección de las mismas y en la tercera fase, la cual es la fase ejecutiva, se presenta la idea seleccionada en la fase anterior con el fin de hacerle las últimas modificaciones antes de finalizar el proyecto.

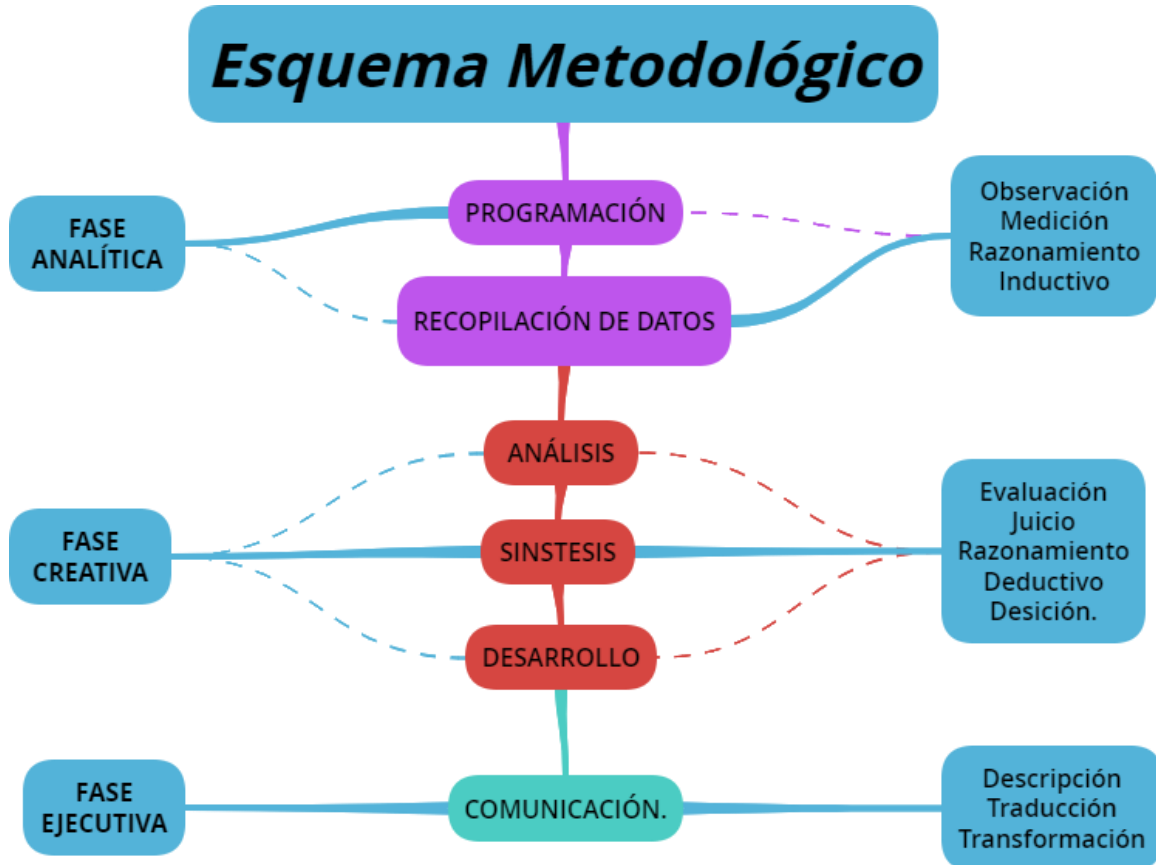


Figura 22 – Esquema metodológico.
Fuente: Imagen realizada por el autor.

4.2 PLANTEAMIENTO DE POSIBLES SOLUCIONES

4.2.1 Mecanismo 1: BOLSA AMBU.

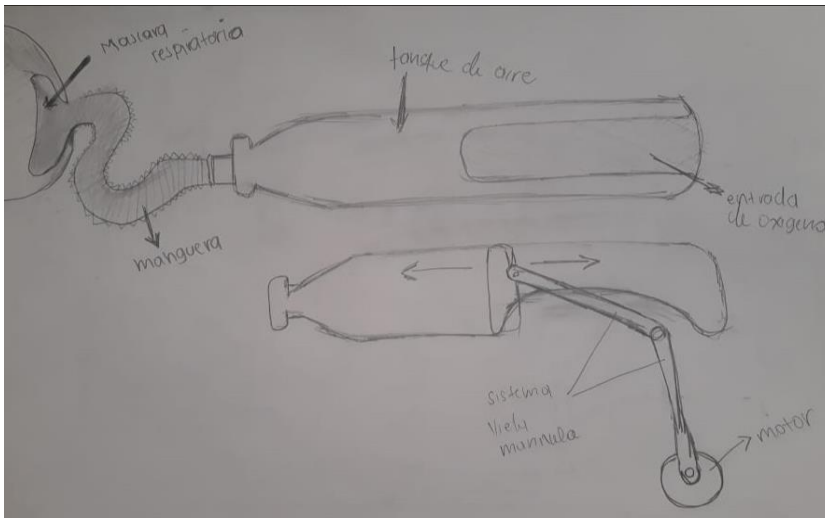


Descripción: (Figura 23 – Diseño n°1)

Fuente: Imagen hecha por el autor.

Este mecanismo se trata de una bolsa ambu que se contrae y se infla por medio de un mecanismo estilo prensa donde con ayuda de un motor realizara el movimiento de la bolsa.

4.2.2 Mecanismo 2: CILINDRO DE AIRE.



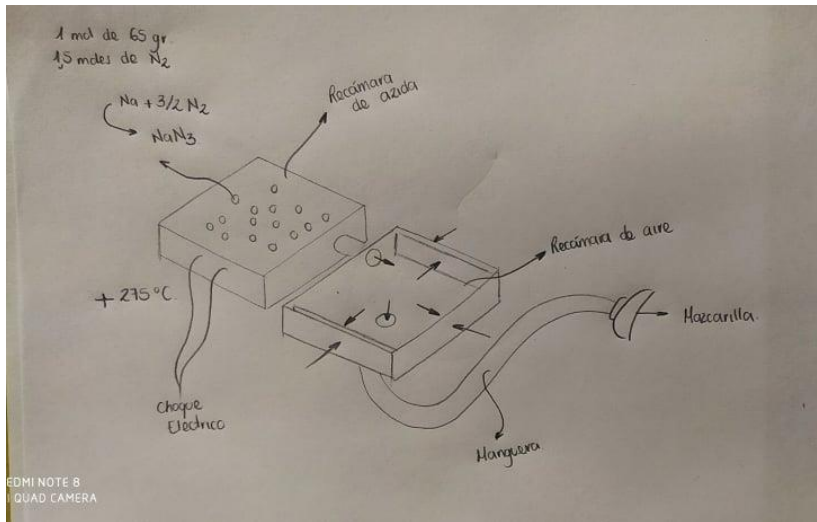
Descripción: (Figura 24 – Diseño n°2)

Fuente: Imagen hecha por el autor.

Este mecanismo se trata de un tubo estilo jeringa en donde con ayuda de una biela sujeta a un émbolo, que

a su vez va introducida en el tubo va a hacer que el aire que entre por el tubo salga por la manguera.

4.2.3 Mecanismo 3: AIRBAG.



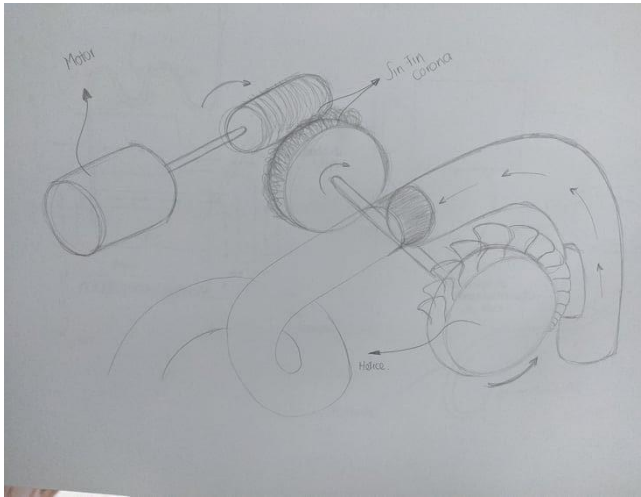
Descripción: (Figura 25 – Diseño n°3)

Fuente: Imagen hecha por el autor.

Este mecanismo se desarrolla bajo el principio de un airbag, en donde por medio de un golpe y una descarga

eléctrica esta calienta una recámara en donde se encuentra un compuesto químico (NaN_3 – Azida de sodio) lo cual genera una reacción en cuestiones de milisegundos, esta reacción produce el hinchamiento de una cavidad con el fin de generar el suficiente oxígeno que podrá ser extraído por medio de la manguera hacia la mascarilla.

4.2.4 Mecanismo 4: VENTILADOR.



Descripción: (Figura 26 - Diseño n°4)

Fuente: Imagen hecha por el autor.

Para el desarrollo del ventilador se emplea el uso de un motor convencional de 12v por corriente alterna, el cual se encuentra sujeto a un eje de entre 3 y 5 mm de diámetro aproximadamente, que a su vez este se

encuentra adherido a un tornillo sin fin corona, el cual proporcionará movimiento a un engrane, dicho engrane generará el movimiento de una hélice la cual producirá el oxígeno, una vez el oxígeno sea producido por la hélice, este se transportará por medio de un ducto el cual se encargará de almacenar el aire y ser distribuido por la manguera hacia la mascarilla.

5. ANÁLISIS DE POSIBLES SOLUCIONES.

5.1 COMPARACIÓN POR PARES.

Para conocer el porcentaje de la importancia de cada una de las características y requerimientos del sistema se emplean tablas de comparación por pares.

peso	1	vs	resistencia	2
peso	1	vs	cantidad de componente	2
peso	1	vs	eficiencia	2
peso	2	vs	facil ensamble	1
peso	2	vs	costo	1
peso	1	vs	tamaño	2
peso	1	vs	relacion con otros comp.	2

Tabla 1 – Peso vs características.

cant. de component	1	vs	eficiencia	2
cant. de component	1	vs	facil ensamble	2
cant. de component	2	vs	costo	1
cant. de component	1	vs	tamaño	2
cant. de component	1	vs	relacion con otros comp.	2

Tabla 2 – Cantidad de componentes vs características.

facil ensamble	1	vs	costo	2
facil ensamble	2	vs	tamaño	1
facil ensamble	2	vs	relacion con otros comp.	1

Tabla 3 – Ensamble vs características.

facil fabricación	2	vs	peso	1
facil fabricación	1	vs	resistencia	2
facil fabricación	2	vs	cantidad de componente	1
facil fabricación	1	vs	eficiencia	2
facil fabricación	2	vs	facil ensamble	1
facil fabricación	2	vs	costo	1
facil fabricación	2	vs	tamaño	1
facil fabricación	1	vs	relacion con otros comp.	2

Tabla 4 – Fabricación vs características.

eficiencia	2	vs	facil ensamble	1
eficiencia	2	vs	costo	1
eficiencia	2	vs	tamaño	1
eficiencia	2	vs	relacion con otros comp.	1

Tabla 5 – Eficiencia vs características.

tamaño	1	vs	relacion con otros comp.	2
--------	---	----	--------------------------	---

Tabla 6 – Tamaño vs relación.

costo	1	vs	tamaño	2
costo	1	vs	relacion con otros comp.	2

Tabla 7 – Costo vs características.

Resultados		
Características	puntos	%
facil fabricacion	13	12,03
peso	10	9,25
resistencia	15	13,88
cant. De componentes	10	9,25
eficiencia	16	14,81
facil ensamble	11	10,18
costo	9	8,33
tamaño	11	10,18
componentes	13	12,03
Total	108	100%

Tabla 8 – Resultados.

Teniendo en cuenta la comparación por pares realizada se identifica que las características más importantes para la realización del proyecto son en orden de importancia: 1. eficiencia, 2. resistencia, 3 componentes, 4. fácil fabricación.

5.2 MATRIZ DE CALIDAD Q.F.D

La matriz de calidad QFD (por sus siglas en inglés Quality Funtion Design) permite traducir en términos de características técnicas los requerimientos de diseño para el módulo mecánico – neumático del respirador artificial, brindando ponderaciones

orden de importancia: primero el tamaño y la forma, segundo la eficiencia y tercero el material.

6. SELECCIÓN DE LA MEJOR SOLUCIÓN.

SOLUCIÓN	TIEMPO DE FABRICACIÓN		MATERIAL		PESO		CANTIDAD DE COMPONENT.		
	POND	NOTA	POND	NOTA	POND	NOTA	POND	NOTA	
No. 1		12,03	3	9,25	2	9,25	1	9,25	3
No. 2		12,03	3	9,25	3	9,25	3	9,25	2
No. 3		12,03	3	9,25	3	9,25	3	9,25	2
No. 4		12,03	1	9,25	1	9,25	3	9,25	2
SOLUCIÓN	EFICIENCIA		SISTEMAS MECANICOS		COSTO		TAMAÑO Y FORMA		
	POND	NOTA	POND	NOTA	POND	NOTA	POND	NOTA	
No. 1		14,81	2	10,18	3	8,33	3	10,18	3
No. 2		14,81	2	10,18	3	8,33	3	10,18	2
No. 3		14,81	3	10,18	3	8,33	2	10,18	2
No. 4		14,81	3	10,18	3	8,33	1	10,18	3
PARÁMETROS DE NOTAS					SOLUCIÓN	NOTA FINAL			
1 No cumple					No.1	2			
2 Cumple medianamente					No.2	2,1			
3 Cumple satisfactoriamente					No.3	2,1			
					No.4	1,7			

Tabla 10 – Posible solución.

Por último, la matriz de decisión nos permite deducir en base a varias características cuál de los 4 prototipos se adapta más a las necesidades del diseño y del objeto requerido en este caso del respirador artificial. En conclusión, los mecanismos 2 y 3 se adaptan más a las necesidades del diseño.

7. DIAGRAMA DE BLOQUES.

El mecanismo propuesto se trata de un tubo estilo jeringa en donde la rotación de una manivela va a generar un movimiento lineal de un embolo, que va a empujar el aire hacia la salida del paciente por una manguera. El diagrama de bloques es necesario para conocer los componentes que debe tener un respirador artificial estos se deben tener muy en cuenta para el diseño del módulo.

A continuación, se emplea el siguiente diagrama de bloques para observar el funcionamiento del mecanismo. *Figura 27*

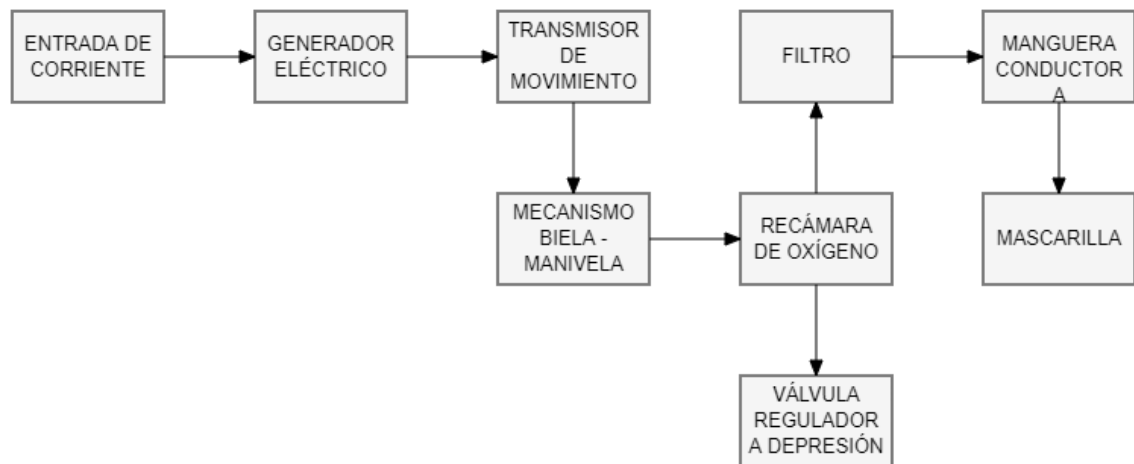


Figura 27 – Diagrama de bloques.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

8. PASOS PARA EL DISEÑO.

El prototipo elegido tras la matriz de necesidades etc. es el respirador en forma de cilindro debido a varias características mencionadas anteriormente, ahora mediante el siguiente método de diseño vamos a aproximar este prototipo a la realidad, teniendo en cuenta todas las características necesarias, como lo son: el material, tamaño y elementos externos.

8.1 EVALUACIÓN DEL PROBLEMA.

Debido a los escasos de ventiladores en las unidades de cuidados intensivos (UCI), por cuenta de la actual emergencia sanitaria COVID-19 por la cual atraviesa el mundo, el número de ventiladores existentes no es el suficiente para afrontar dicha emergencia en nuestro país.

8.2 ESPECIFICACIONES DEL DISEÑO.

El diseño tiene que ser adaptable a las características mostradas en el diagrama de bloques *figura 27*.

Se trata de un sistema biela manivela accionado por un motor, que va a generar un movimiento lineal en un embolo dentro de un cilindro, en este caso el cilindro será la recamara de oxígeno.

El cilindro tiene que ser adaptable a la entrada de un tanque de oxígeno, deberá tener también una entrada de aire exterior y una válvula reguladora de presión.

8.3 GENERACIÓN DE IDEAS.

Se propusieron dos ideas para para la elaboración del módulo en base al mecanismo biela – manivela.

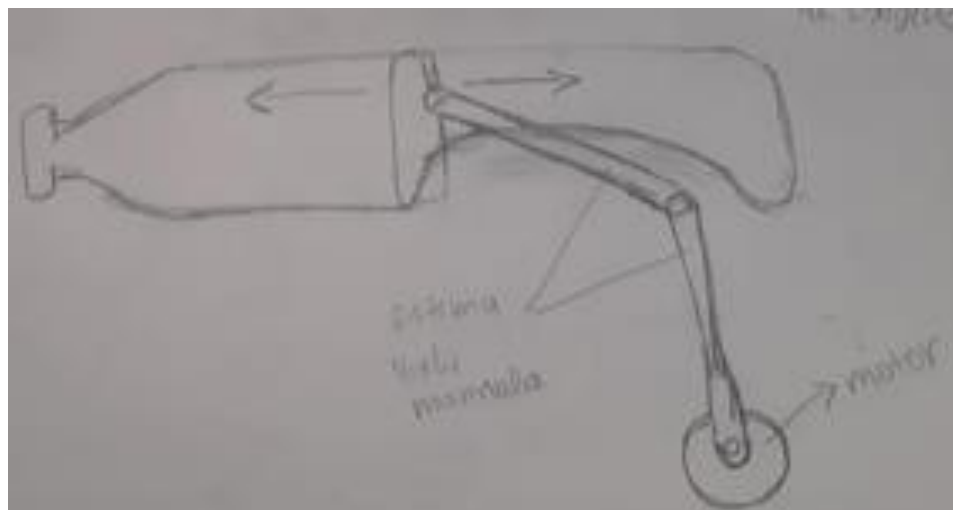


Figura 28 – Opción 1 - Cilindro con mecanismo biela - manivela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

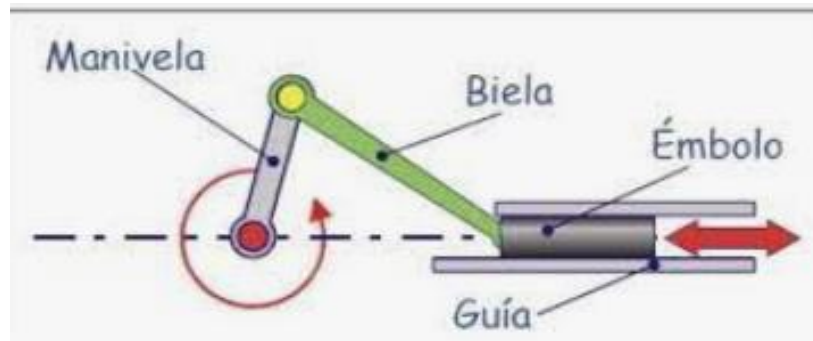


Figura 29 – Opción 2 - Cilindro horizontal con mecanismo biela - manivela.

Fuente: Imagen tomada de (<https://sites.google.com/site/gabrielmecanismos/Home/parte-iii/0-2---transformacion-del-movimiento-giratorio-en-lineal-alternativo/2-3---sistema-biela-manivela-embolo>).

Decidimos elegir la segunda opción *figura 29*, debido a su sencillez en la generación del movimiento con el motor, ya que este solo cumple la función crear un movimiento circular cosa que en el primero no sucede, este tendría que tener una configuración específica.

8.4 DISEÑO CONCEPTUAL.

Realizamos el diseño del mecanismo en SolidWorks para poder visualizar el desempeño y correcto funcionamiento de nuestro prototipo así posteriormente ir haciendo modificaciones de acuerdo al análisis y las condiciones que se vayan dando en el transcurso de la elaboración del proyecto.

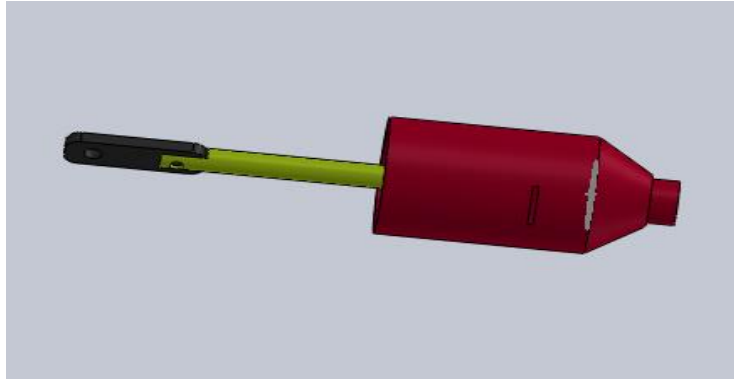


Figura 30 – Propuesta modelada en SolidWorks.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

9. DISEÑO DEL MODULO

Para realizar el diseño del módulo hay que tener en cuenta algunas características de la ventilación mecánica, que son indispensables para realizar ventilación a un paciente, nos vamos a centrar en el tipo de ventilación mandataria continua por volumen. Este tipo de ventilación se rige por unos parámetros que dependerán del paciente.

Parámetros:

- **Volumen corriente- V_t :** cantidad de aire desplazada (ml) a lo largo de la inhalación y exhalación. este valor dependerá del peso del paciente
- **Programación de Peep:** presión positiva al final de la espiración.

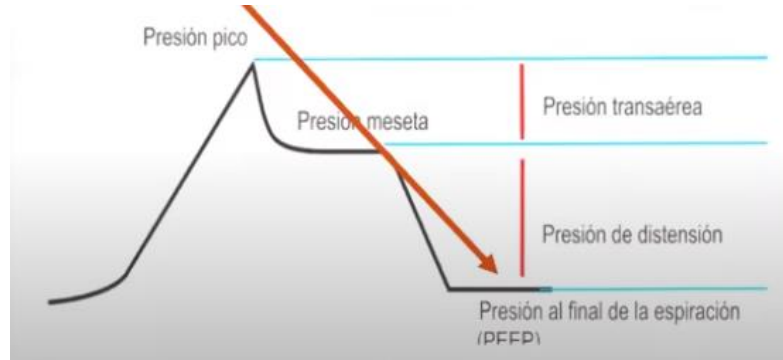


Figura 31 – Gráfica de Tiempo vs Volumen.

Fuente: Imagen tomada de (<https://www.youtube.com/watch?v=NCy0Z557e3M>).

Se observa en la *figura 31* de tiempo vs volumen en qué momento del ciclo respiratorio se encuentra el peep.

Normalmente se programa un peep de 5 a 8 (cmH₂O). Esto dependerá de la enfermedad respiratoria.

- **FiO₂:** porcentaje de oxígeno en la inspiración. Esto dependerá de la enfermedad respiratoria.
- **Frecuencia respiratoria:** cantidad de ciclos respiratorios por minuto. Esto dependerá de la enfermedad respiratoria.

9.1 DATOS DEL PACIENTE A TRATAR CON EL RESPIRADOR DERIVADO DEL MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO A DISEÑAR.

A continuación, se observan en las siguientes figuras los respectivos datos sobre el paciente y las especificaciones que deberían tener el cilindro y algunas ecuaciones requeridas para el diseño del módulo.

Frecuencia respiratoria del paciente a tratar: 16 ciclos por minuto.

FiO₂: 22% de oxígeno.

Especificaciones físicas del paciente, presiones y volumen tidal:

DATOS DEL PACIENTE		
Estatura (cm)	170	
PBW (Kg)	66.9	
Presión MIN (cmH ₂ O)	4	
Presión MAX (cmH ₂ O)	10	
Presión Pico (cmH ₂ O)	17	
Presión Meseta (cmH ₂ O)	12	
Volúmen Tidal (mL) -- (L)	528	0.528

Tabla 11 – Datos del paciente.

En la *tabla 11* se observa las especificaciones del paciente seleccionado; estatura, peso, presión MIN, MAX, PICO, MESETA y el volumen tidal derivado de los datos de estatura y peso, para la elaboración de nuestro módulo de ventilación mecánico – neumático.

OTROS DATOS		
Temperatura del ambiente (°C)	15	288
Densidad del aire (g/L) -- g	1.293	0.683
PI	3.1416	
Gravedad (m/s ²)	9.8	
# de moles en el aire (g)	28.96	
R (constante) (atm*L/mol*°K)	0.082	
Velocidad de giro (s) - FRECUEN	3.75	

Tabla 12 – Datos adicionales.

En la *tabla 12* se observan las especificaciones del aire necesarias para realizar los cálculos de presión para que sus condiciones se adapten a los parámetros establecidos del paciente en la *tabla 11*, se observa la velocidad de giro del sistema propuesto, que atenderá al parámetro de frecuencia respiratoria. Por último, se observa el valor de PI para realizar los respectivos cálculos de las dimensiones del cilindro.

DATOS DEL CILINDRO		ECUACIONES	
Longitud total (cm)	35	Volúmen	$\left(\frac{\pi \cdot d^2}{4}\right) \cdot L$
Longitud efectiva (cm)	11	Área total de la sup	$2\pi \cdot r \cdot h + 2\pi \cdot r^2$
Diámetro (cm)	8	Presión en todo el C.	$p = v \cdot d \cdot e$
Radio (cm)	4	De los gases ideales	$p \cdot v = n \cdot r \cdot t$
		Masa	$\frac{P}{g}$
		P. de los gases ideales	$\frac{n \cdot r \cdot t}{v}$
		Presión final	$\rho_i \cdot \frac{v_i}{v_f}$
		Fuerza	$P \cdot A$
		Presión parcial de un gas	$P_{O_2} = \frac{n_{O_2}}{n_{O_2} \cdot n_{N_2} \cdot n_{Ar}} \cdot P_t$
		Moles	$g r / m m$

Tabla 13 – Datos del cilindro. / Ecuaciones empleadas.

En la *tabla 13* se observa:

- Las ecuaciones utilizadas para calcular las dimensiones correctas del cilindro para que cumpla con los parámetros establecidos. (Volumen, área total de la superficie).
- Ecuaciones utilizadas para calcular la presión dentro del cilindro (presión en todo el c, gases ideales, presión final, fuerza, presión parcial de un gas y moles).

En la *tabla 14* se observan los cálculos basados en las ecuaciones de la *tabla 11* y *13*, realizados para conocer los requerimientos que se necesitan para la elaboración del módulo.

El volumen será el volumen total del cilindro, y estará dado por las especificaciones de la *tabla 13*, al igual que el área de la superficie total.

VOLÚMEN (ml) -- (cm³)		1759
AREA DE LA SUPERFICIE TOTAL (cm³)		980
AREA DEL CILINDRO (cm³)		50
PORCENTAJE DEL CONTENIDO PARA 0.68 gr DE AIRE		# de moles
O ₂	0.11088	0.003
N ₂	0.41184	0.015
Ar	0.004752	0.00006
MOLES TOTALES (mol)		0.018
PRESIÓN TOTAL GASES IDEALES (atm) PARA 0.528 L		0.816

Tabla 14 – Resultado cálculos volumen, área superficial, área del cilindro, % de aire, # moles y presión total.

Para calcular el volumen, el área total, el porcentaje de aire, el número de moles y la presión total de nuestro cilindro, empleamos las ecuaciones de la *tabla 13* con los datos de las tablas *11* y *12* y se realizaron las respectivas operaciones.

Para hallar la presión permitida dentro del cilindro fue necesario calcular la presión total de los gases ideales, para la cual se empleó el número de moles (este valor fue obtenido de calcular el porcentaje de aire dentro del volumen 1759L de nuestro cilindro), una variable constante R, esta aparece en la *tabla 13*, la temperatura del ambiente y el volumen tidal de nuestro paciente *tabla 11* esto no arrojó la presión necesaria para nuestro paciente.

PRESIÓN PARCIAL O2 (atm)	0.155
PRESIÓN PARCIAL N2 (atm)	0.658
PRESIÓN PARCIAL AR (atm)	0.003
MASA (g) - (Kg)	1201 1.2

Tabla 15 – Resultado de los cálculos de presión parcial del aire y masa.

Las presiones parciales que se observan en la *tabla 15* fueron tomados para calcular la presión total de nuestro cilindro cuando el émbolo se encuentra adentro del sistema; estas presiones están dadas por el porcentaje de gramos de aire de cada elemento, el número de moles y la presión total de los gases ideales.

El volumen final de la *tabla 16* será el volumen mínimo del cilindro cuando el embolo está dentro de él. Además, la distancia de movimiento del embolo (longitud efectiva) *tabla 13* es de 110mm, denominada así debido a que este movimiento va a expulsar el volumen tidal (Vt) de aire requerido por el paciente especificado.

A este volumen final corresponde la presión final. Para calcular la presión cada componente del aire, la aceleración y la masa de nuestro cilindro, empleamos las

ecuaciones de la *tabla 13* con los datos de las tablas *11*, *12* y *14* y se realizaron las respectivas operaciones.

VOLUMEN FINAL (cm3)	1231
PRESIÓN FINAL (cmH2O)	19

Tabla 16 – Resultado cálculos volumen final y presión final.

Para calcular el volumen y la presión final de nuestro cilindro, empleamos las ecuaciones de la *tabla 13* con los datos de las tablas *11* y *12* y se realizaron las respectivas operaciones.

FUERZA (N)	3.5
PRESIÓN GENERADA POR EL ÉMBOLO	0.07

Tabla 17 – Resultado cálculos fuerza y presión generada por el émbolo.

Para calcular la fuerza y la presión generada por el émbolo en nuestro cilindro, empleamos las ecuaciones de la *tabla 13* con los datos de las tablas *11* y *12* y se realizaron las respectivas operaciones.

Con base en los datos y las ecuaciones realizadas se presentan las gráficas correspondientes de presión – tiempo, presión – volumen, volumen – desplazamiento y desplazamiento – ángulo, las cuales nos permiten observar gráficamente el funcionamiento o desempeño del mecanismo para un paciente con las especificaciones de la *Tabla 11*.

- **GRÁFICA PRESIÓN – TIEMPO.**

Esta grafica es necesaria para corroborar que los datos de presión sean óptimos y estén en el rango de presiones establecidas en el peep, la presión pico y la presión meseta. La presión está dada en mmH2O y el tiempo en segundos.

Tiempo	Presión
0	5
0,63	9
1,26	14
1,87	18
2,55	14
3,18	9
3,75	5

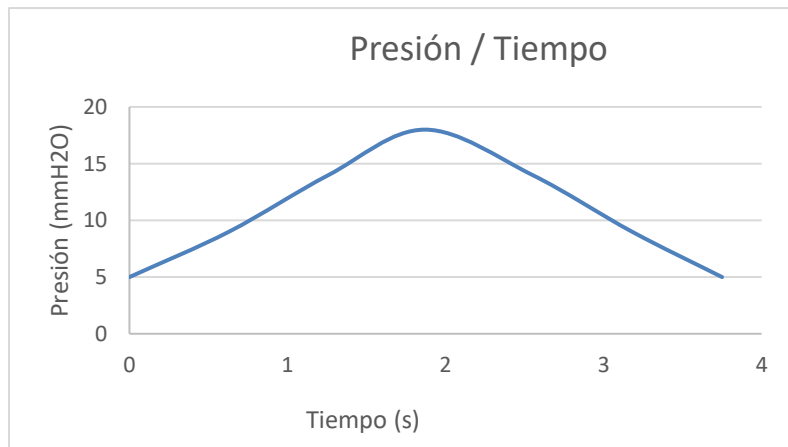


Figura 32 – Gráfica de presión vs tiempo.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 32* se observa que cuando la presión del aire en el cilindro alcanza una presión máxima de 19 (mmH₂O) el tiempo es de 1.87 (segundos), la mitad del ciclo de revolución de la manivela. Además, cuando la presión es mínima 5 (mmH₂O) el tiempo es 0 y 3.75 segundos que son los momentos de inicio y fin de cada ciclo respiratorio. Se puede concluir que efectivamente las presiones dentro del cilindro son óptimas para el tratamiento del paciente especificado.

- **GRÁFICA PRESIÓN – VOLÚMEN.**

Esta grafica es necesaria para verificar que el volumen sea correcto de acuerdo a la presión establecida en los parámetros, y que el cambio de volumen con el movimiento del embolo no altere drásticamente la presión dentro del cilindro, ya que estas alteraciones pueden causar problemas al paciente.

VOLUMEN	PRESION
1756	5,71
1650	6,72
1550	8,36
1420	11,04
1360	13,01
1290	16,11
1231	18,92

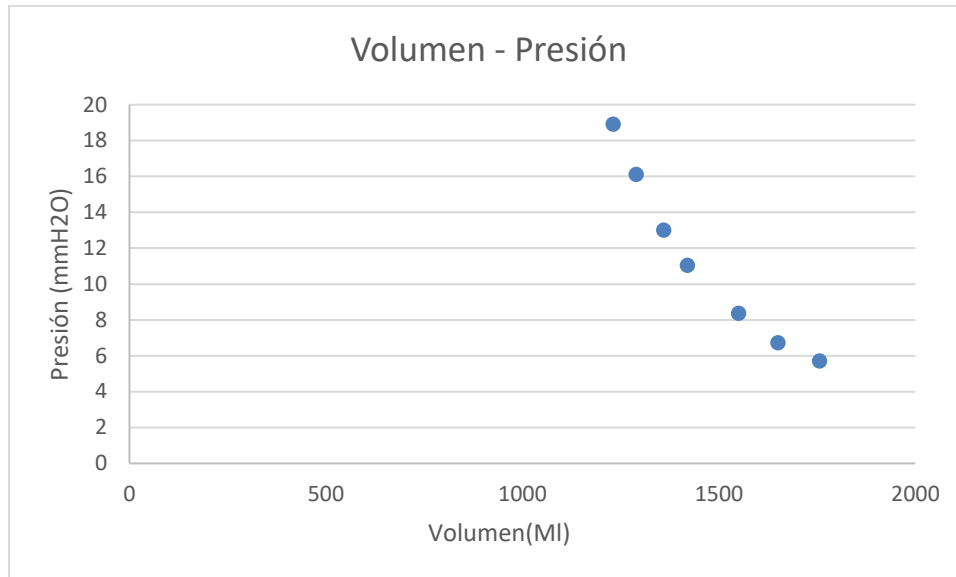


Figura 33 – Gráfica de presión vs volumen.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 33* se observa que cuando la presión del aire en el cilindro es máxima 19 (mmH₂O) el volumen es el mínimo en el cilindro 1231 (mL). Y cuando la presión del aire en el cilindro es mínima 5 (mmH₂O), el volumen es el máximo en el cilindro 1756 (mL). La gráfica forma una curva descendente. Se observa que efectivamente que la gráfica está dentro de los valores de presión establecidos en los parámetros del paciente.

- **GRÁFICA DESPLAZAMIENTO – VOLUMEN.**

Esta gráfica va a mostrar cómo el desplazamiento del émbolo va a afectar el volumen del cilindro durante el ciclo respiratorio.

VOLUMEN	DESPLAZAMIENTO
1756	11
1650	9
1550	7
1420	5
1360	3
1290	2
1231	1

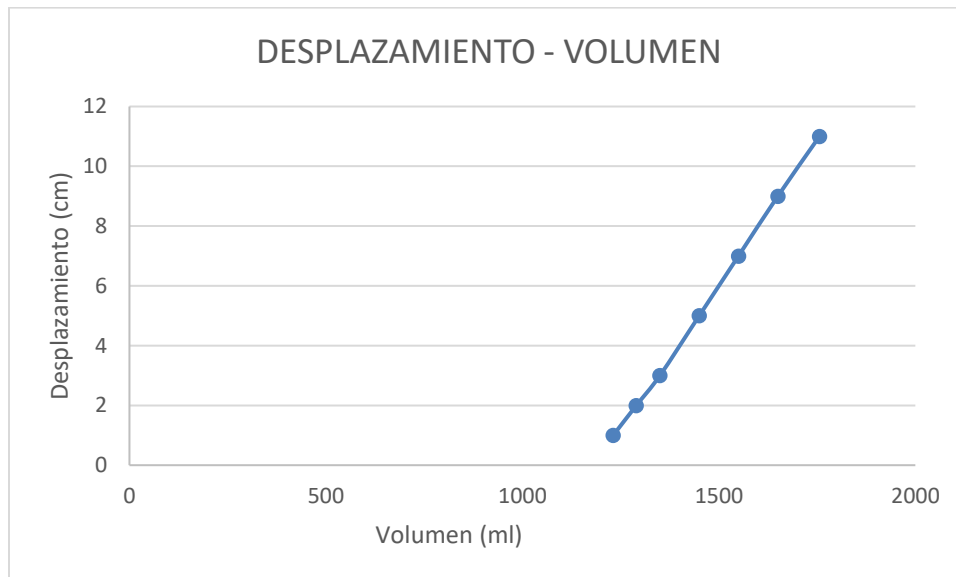


Figura 34 – Gráfica volumen vs desplazamiento.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 34* se observa el desplazamiento del embolo en centímetros por el cilindro, el recorrido total es de 11 cm debido a que es la longitud total para conseguir un volumen tidal óptimo para el paciente *tabla 11*. Se observa que cuanto más se desplaza el embolo desde el punto 0, el volumen va disminuyendo hasta llegar a su mínimo valor 1756 (mL). Allí el embolo habrá recorrido 11 cm.

- **GRÁFICA ÁNGULO – DESPLAZAMIENTO.**

ÁNGULO	DESPLAZAMIENTO
0	0
30	5
45	9
90	11
180	9
270	5
360	0

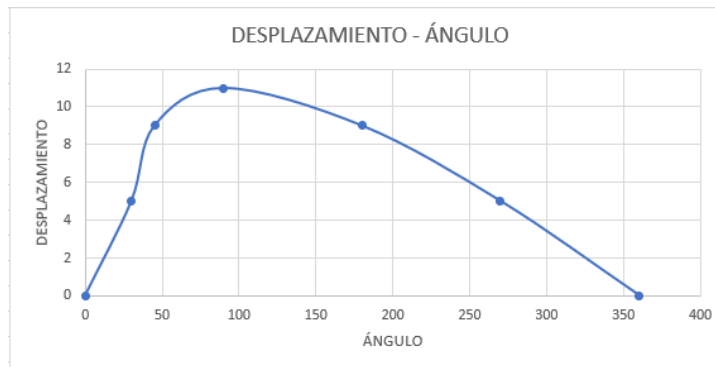


Figura 35 – Gráfica desplazamiento vs ángulo.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 35* se observa el desplazamiento del émbolo dentro del cilindro con respecto al ángulo de rotación del sistema biela – manivela, tomamos valores de 1 giro (360°) en donde el sistema anteriormente descrito generará el desplazamiento y esto a su vez influirá en la presión que ejercerá el émbolo. El comportamiento de esta grafica representa una parábola ya que cuando el sistema se encuentra con un ángulo de 180° el sistema está generando toda la presión y cuando se encuentra con un ángulo de 360° el sistema regresa a su posición inicial.

9.2 MODELO CINEMÁTICO DE LA BIELA – MANIVELA – PISTÓN.

Se trata de un mecanismo capaz de transformar el movimiento circular en movimiento recto. Este sistema está formado por un elemento giratorio en este caso la manivela, que va conectado a una barra rígida llamada biela, la cual está sujeta por el otro extremo a un embolo. Cuando la manivela gira la biela va a generar al embolo un movimiento recto, gracias a la guía que en este caso es el cilindro.

El desplazamiento lineal (x) del embolo en función del ángulo θ se muestra a continuación.

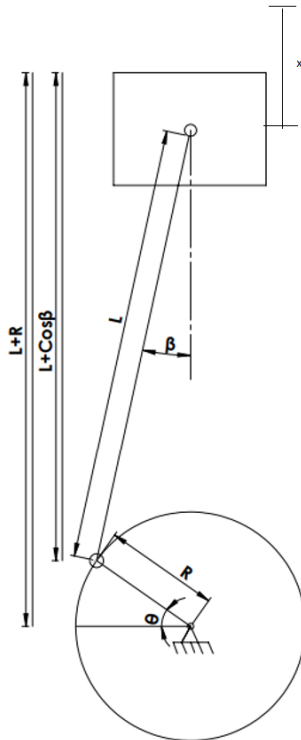


Figura 36 – Diseño esquemático.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

El recorrido total del embolo será igual a la distancia de los dos centros de los dos agujeros de sujeción 2 (55mm).

Al cociente entre el radio “R” del cigüeñal y la longitud “L” de la biela se le llama factor “λ”

$$\lambda = \frac{R}{L}$$

La expresión de desplazamiento del embolo en función del ángulo girado por la manivela será la siguiente.

$$x = R(1 - \cos \theta) + L(1 - \sqrt{1 - \lambda^2 - \sin^2 \theta})$$

9.3 ANÁLISIS Y COMPORTAMIENTO CINEMÁTICO DEL SISTEMA.

Obtenidas las gráficas que corresponden a los datos establecidos para el diseño del módulo *tabla 13*, se inicia con el análisis cinemático del sistema.

Se plasma en CAD (SolidWorks) el modelo del mecanismo, para posteriormente en MSC Adams realizar el análisis cinemático del módulo.

En análisis cinemático para el ventilador artificial se realizar con el fin de determinar el comportamiento del movimiento del mismo con respecto a un sistema de referencia, es decir, la descripción analítica del movimiento espacial del ventilador como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre posición y la orientación final.

Se realiza la exportación del SolidWorks al MSC Adams figura 37.

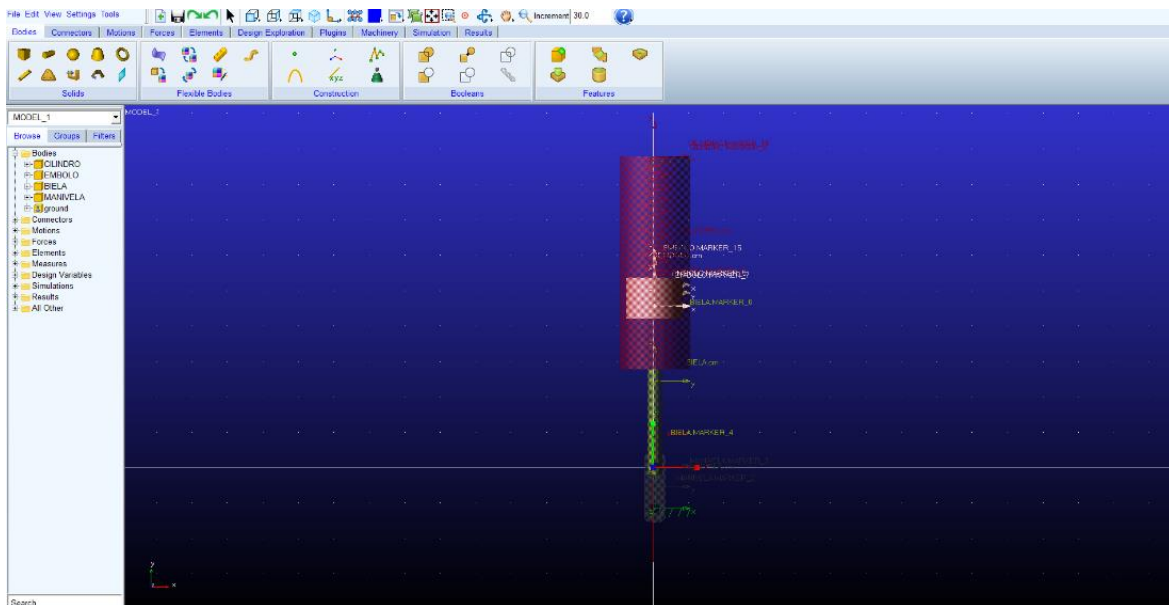


Figura 37 – Sistema en MSC Addams.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

Una vez exportado el ensamble al software MSC Adams, se sitúa la dirección de la gravedad y se comienza a asignar la relación que tiene entre sí cada uno de sus componentes; si van anclados, fijos o articulados. Se sitúa el generador de movimiento

(motion), en función de las especificaciones del paciente, en este caso cada ciclo respiratorio y cada giro de 360 grados de la manivela será en un tiempo de 3.75 segundos.

También se añadirá a el sistema un resorte, para simular el comportamiento del aire en el movimiento.

Especificaciones del resorte: *pagina 115.*

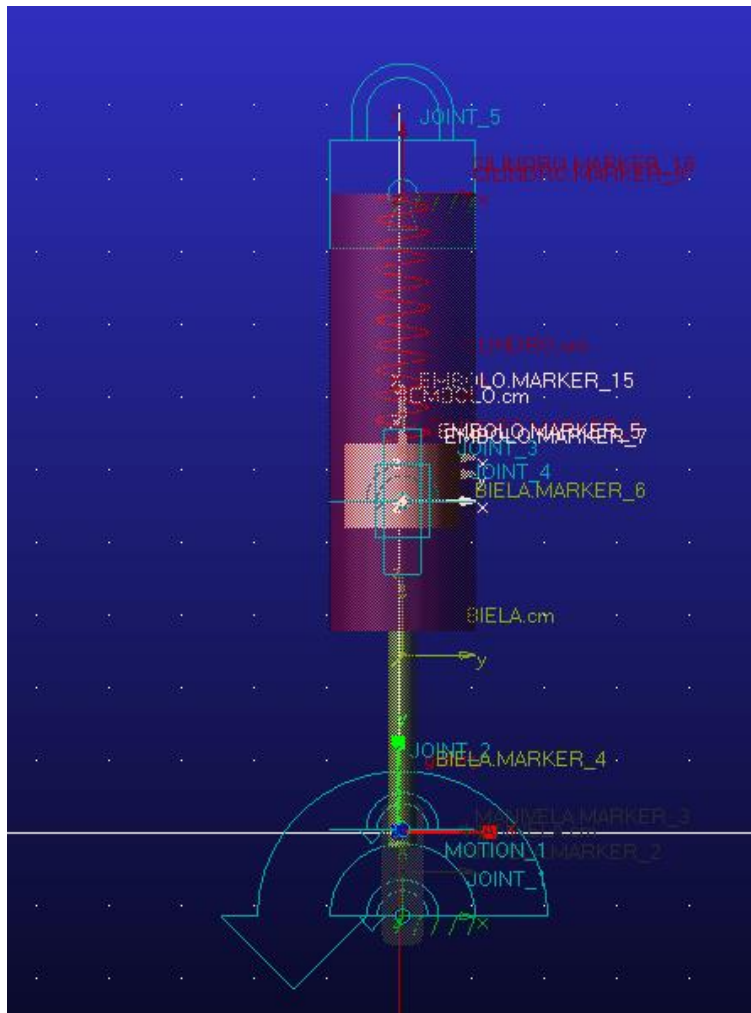


Figura 38 – Proyección superior del sistema con sus partes.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

Ya puestos los elementos de sujeción y ya definidos los materiales, se continua con la simulación, la cual está definida para un tiempo de 20 segundos. Los elementos de sujeción se distinguen en la imagen *figura 38* por un color azul claro, incluido el motion.

Se observa en el embolo un elemento de sujeción para un movimiento lineal dentro del cilindro, en los extremos de la biela y manivela se observan dos elementos de sujeción rotacional.

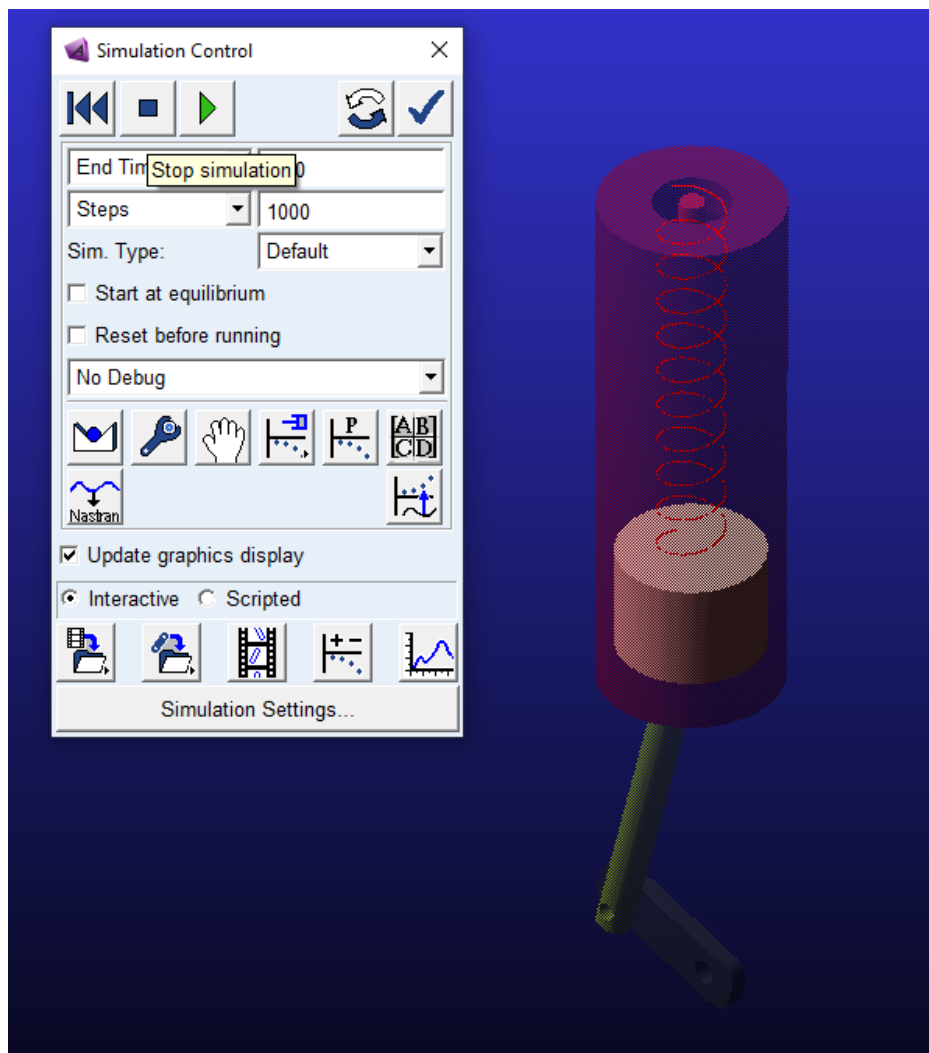


Figura 39 – Simulación de movimiento.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

Puestos los elementos de sujeción de una manera correcta se obtiene la simulación *figura 40*. Una vez verificado el correcto funcionamiento de la animación, se realizan las respectivas gráficas de análisis cinemático. Las gráficas a obtener de sistema son: Desplazamiento, aceleración, velocidad de cada elemento y Angulo de giro del motor.

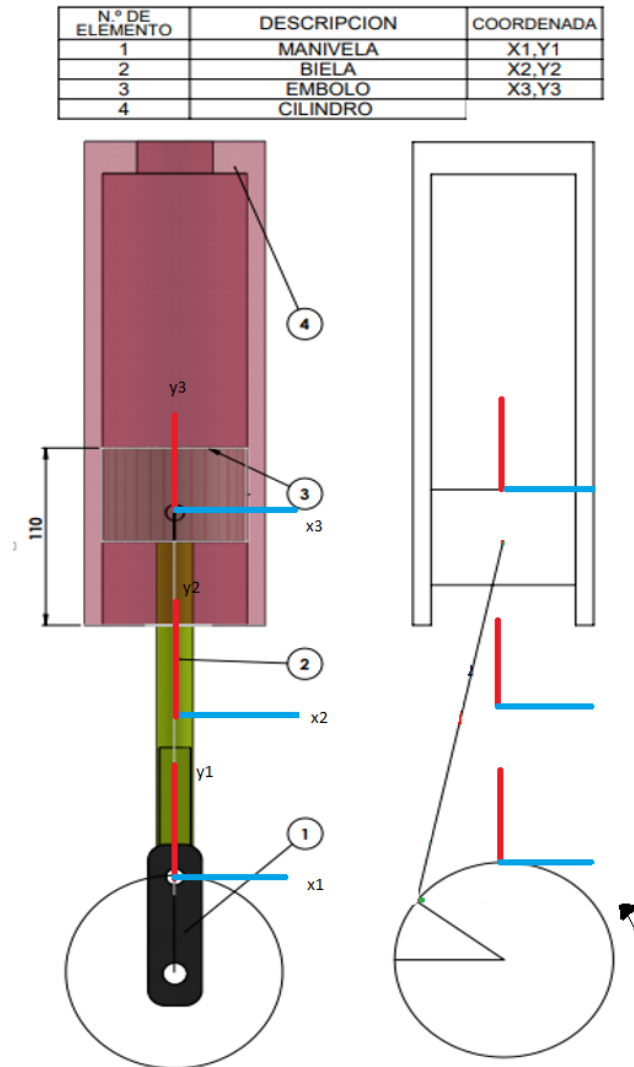


Figura 40 – Diagrama del sistema.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

- **GRÁFICAS DE ÁNGULO DE GIRO DEL MOTOR, DESPLAZAMIENTO, VELOCIDAD Y ACELERACIÓN DEL ÉMBOLO RESPECTIVAMENTE.**

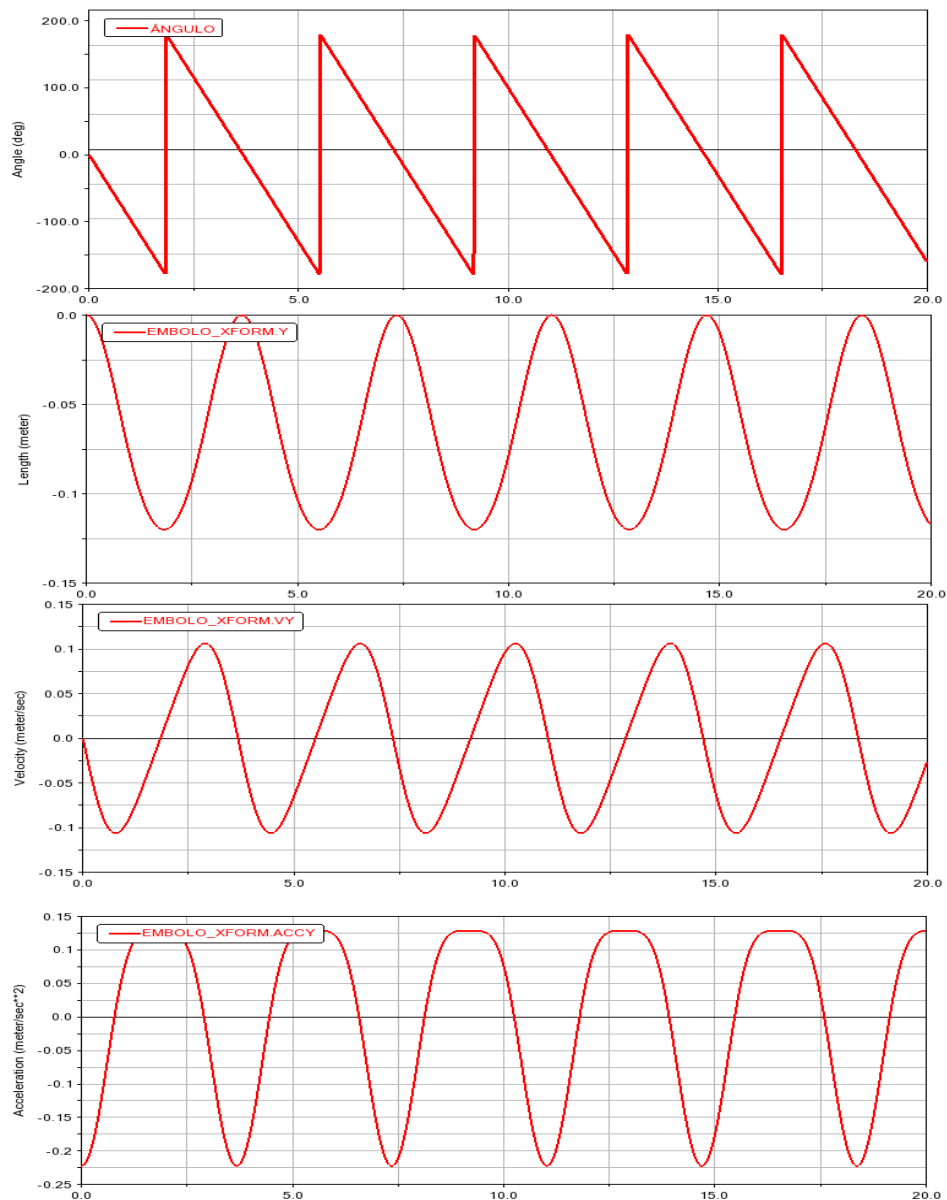


Figura 41 – Comportamiento del motor.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 41* muestra el ángulo de giro del motor, desplazamiento, velocidad y aceleración del embolo respectivamente. El embolo solo ejerce movimiento en Y por lo que no fue necesario tomar los ejes X y Z. Las gráficas están dadas a un tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se puede observar que al llegar el ángulo a 180° éste llega al PMI. La grafica del ángulo forma una curva en forma de sierra.

Se observa, además, que el desplazamiento total del embolo es de 110mm negativos, ya que en la animación como se observa en la figura 35, inicia con el embolo dentro del cilindro, es decir que inicia con un desplazamiento negativo. Cuando el embolo llega a tener su máxima velocidad la aceleración hace un cruce por cero, en el instante en donde la manivela y la biela son perpendiculares.

Las curvas de las gráficas de velocidad y desplazamiento forman ondas sinusoidales.

- **GRÁFICAS DE DESPLAZAMIENTO DE LA BIELA.**

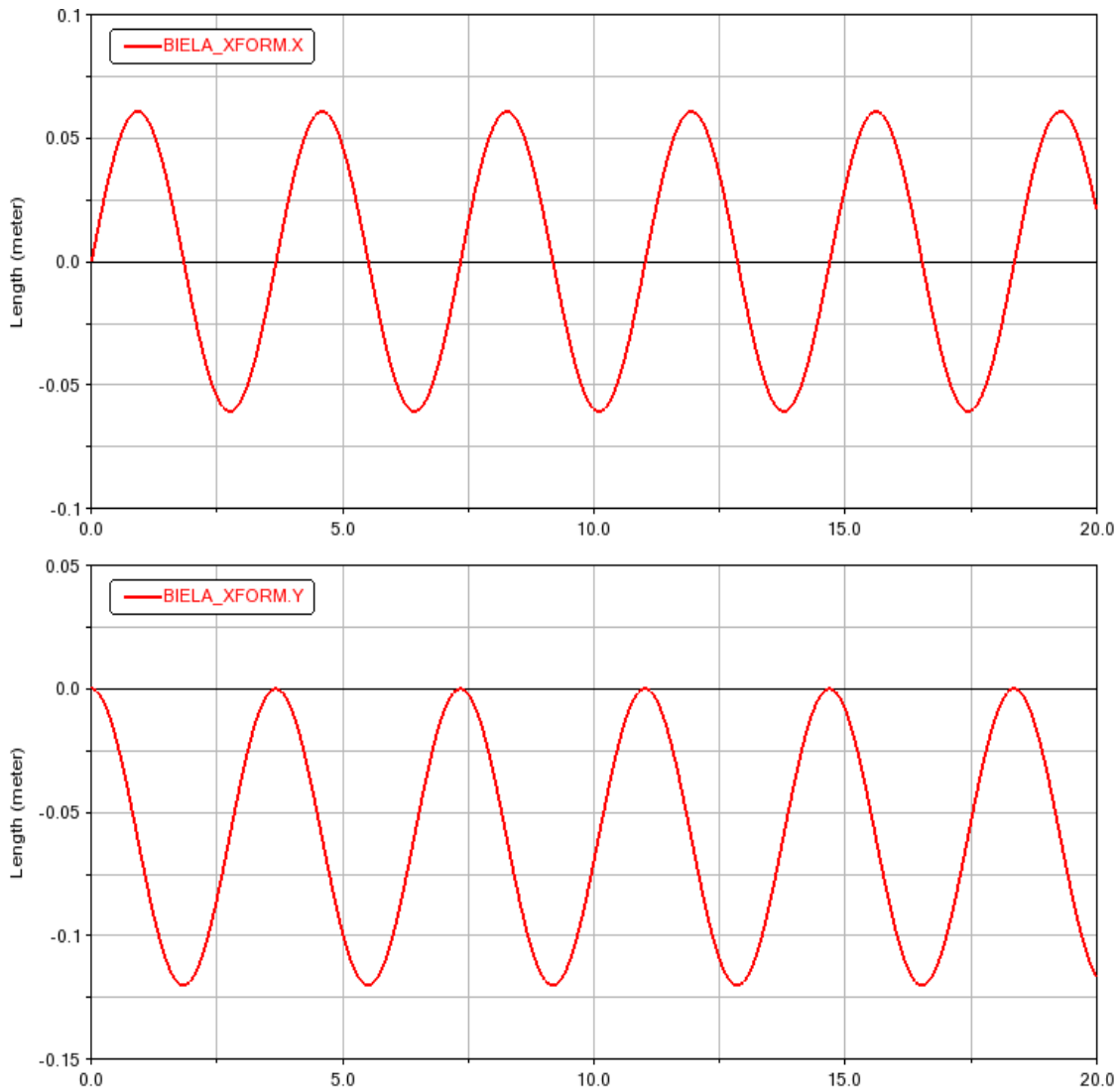


Figura 42 – Desplazamiento de la biela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 42* muestra el desplazamiento de la biela en los ejes X y Y, ya que, en Z, no se presenta desplazamiento como se muestra en la *figura 36*. Las gráficas están dadas a un tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se observa que el desplazamiento

máximo de la biela en X es de 0.06m y en Y es de 0.12. Las dos graficas forman una curva con onda sinusoidal.

- **GRÁFICAS DE VELOCIDAD DE LA BIELA.**

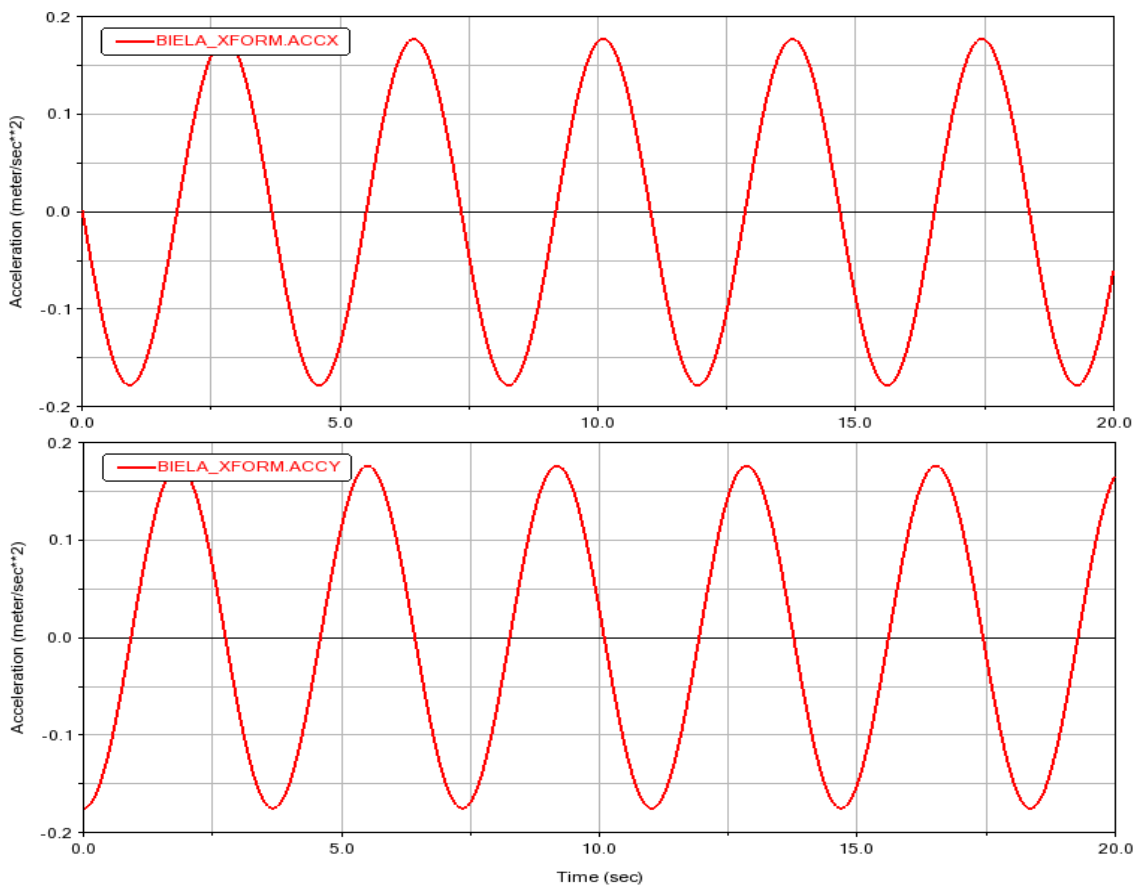


Figura 43– Desplazamiento de la biela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 43* muestra la velocidad de la biela en los ejes X y Y, ya que, en Z, no se presenta desplazamiento como se muestra en la *figura 36*. Las gráficas están dadas a un

tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se observa que la velocidad máxima de la biela en X y en Y es de 0.1 m/s. Las dos graficas forman una curva con onda sinusoidal.

- **GRÁFICAS DE ACELERACIÓN DE LA BIELA.**

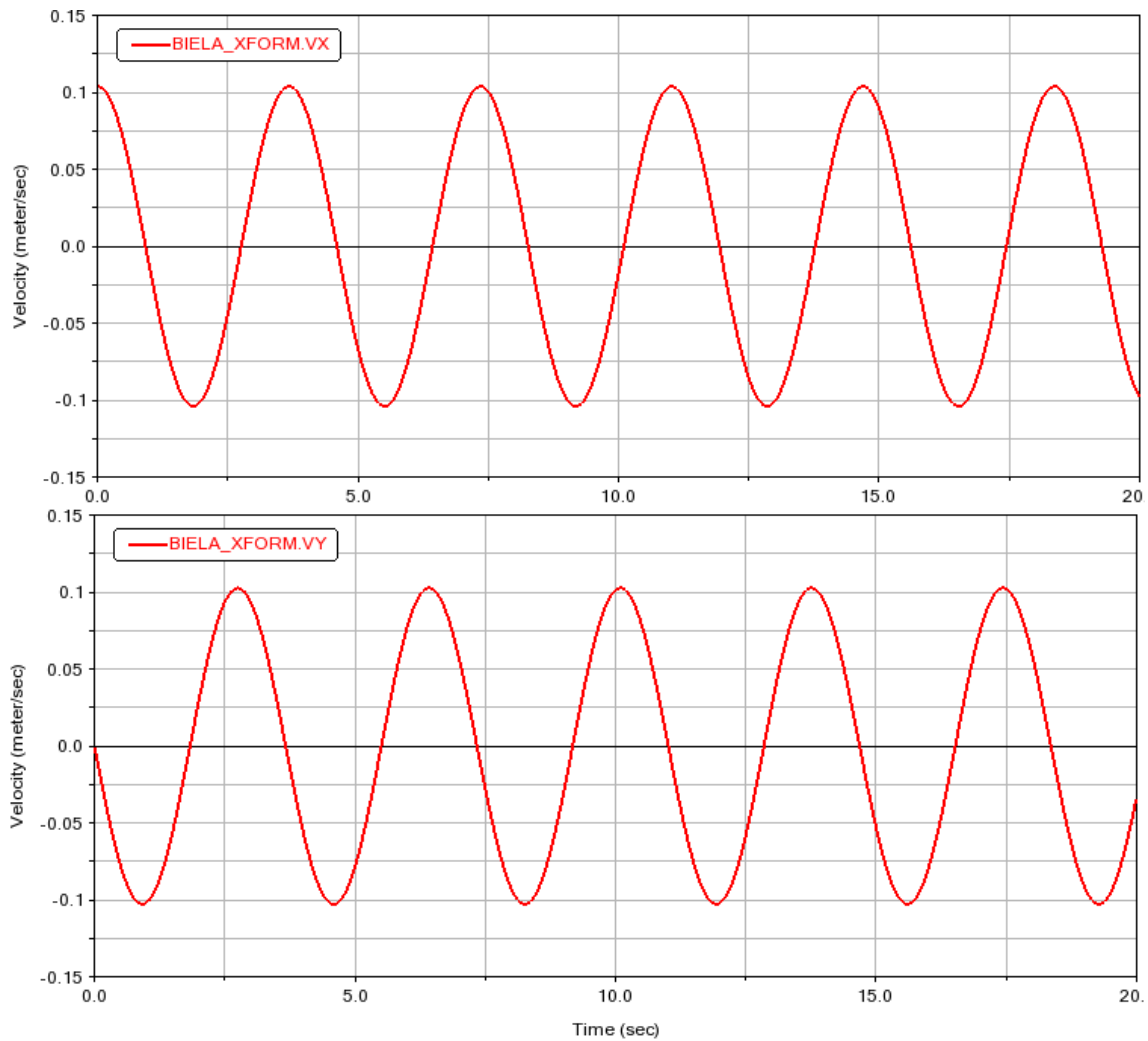


Figura 44 – Velocidad de la biela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 44* muestra la aceleración de la biela en los ejes X y Y, ya que, en Z, no se presenta desplazamiento como se muestra en la *figura 36*. Las gráficas están dadas a un tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se observa que la aceleración máxima en el eje X y en Y de la biela es de 1.75m/s^2 . Las dos graficas forman una curva con onda sinusoidal.

- **GRÁFICA DEL DEZPLAZAMIENTO DE LA MANIVELA.**

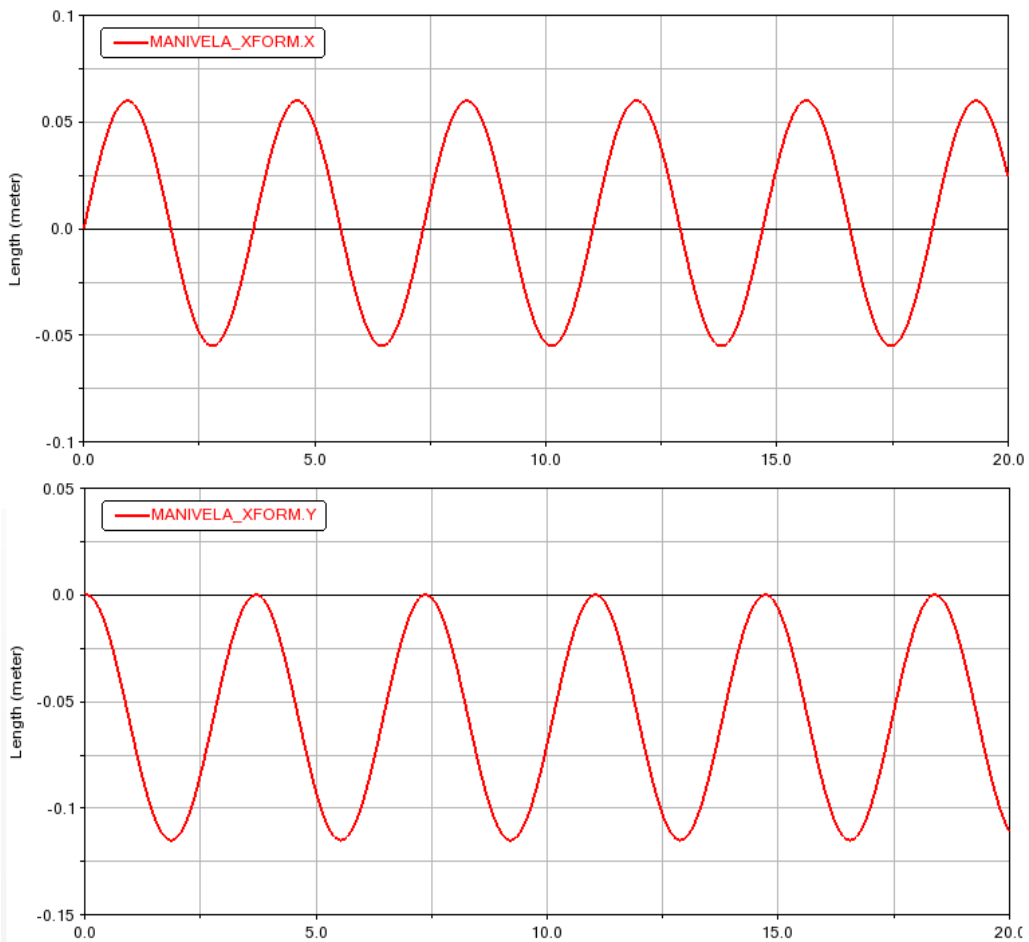


Figura 45 – Desplazamiento de la manivela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 45* muestra el desplazamiento de la manivela en los ejes X y Y, ya que, en Z, no se presenta desplazamiento como se muestra en la figura. Las gráficas están dadas a un tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se observa que el desplazamiento máximo en el eje X es de 0.07m y en el eje Y 0.12. Las dos graficas forman una curva con onda sinusoidal.

- **GRÁFICAS DE VELOCIDAD DE LA MAVINELA.**

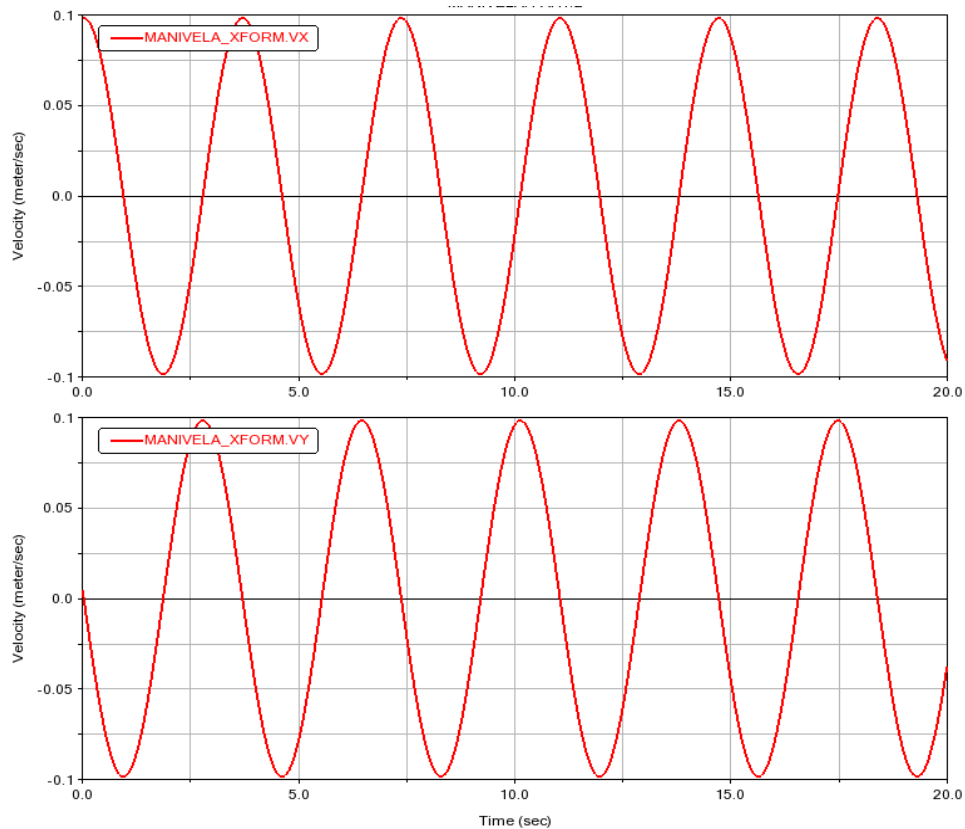


Figura 46 – Velocidad de la manivela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 46* muestra la velocidad de la manivela en los ejes X y Y, ya que, en Z, no se presenta desplazamiento como se muestra en la *figura 36*. Las gráficas están dadas a un tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se observa que la velocidad máxima de la manivela en el eje X y Y es de 0.1 m/s. las dos graficas forman una curva con onda sinusoidal.

- **GRÁFICAS DE ACELERACIÓN DE LA MANIVELA.**

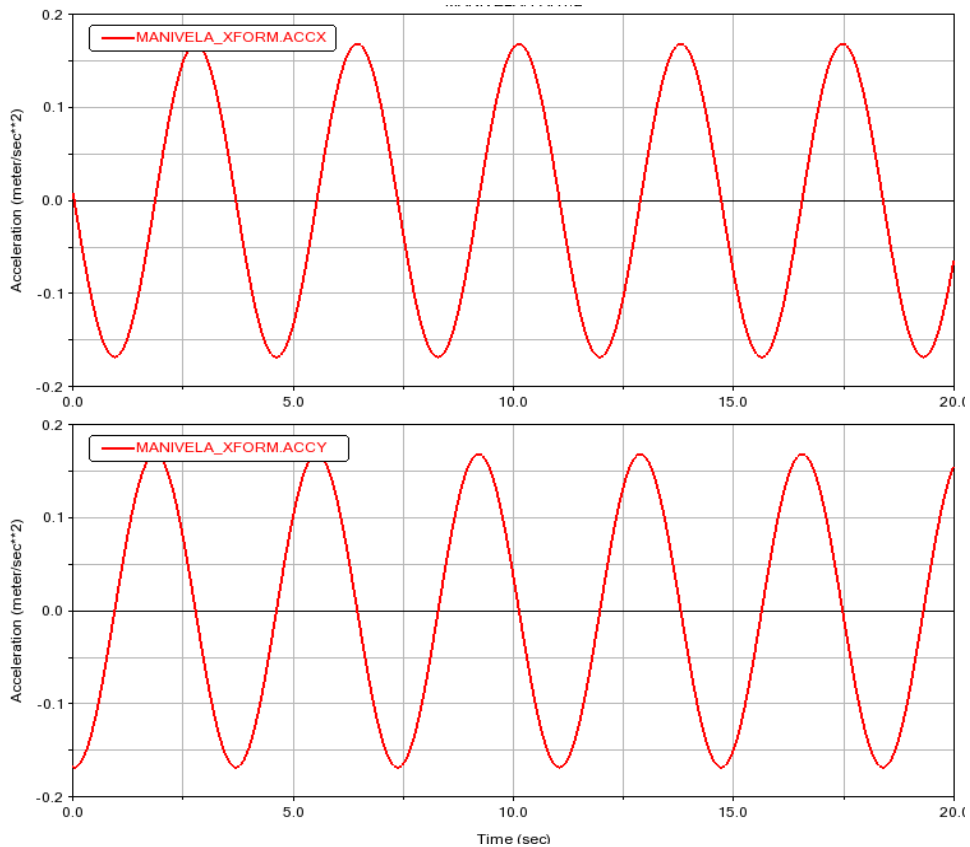


Figura 47 – Aceleración de la manivela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La *figura 47* muestra la aceleración de la manivela en los ejes X y Y, ya que, en Z, no se presenta desplazamiento como se muestra en la figura 36. Las gráficas están dadas a un tiempo de 20 segundos de operación del mecanismo. Se observa que la aceleración máxima en los ejes X y Y es de 1.8 m/s^2 . Las dos graficas forman una curva con onda sinusoidal

9.4 ANÁLISIS Y COMPORTAMIENTO DINÁMICO

9.4.1 CENTROS DE MASA, EJES Y MOMENTOS DE INERCIA.

Se tiene en cuenta de cada una de las piezas: el valor de la masa, el valor centro de masa de cada pieza y los ejes principales de inercia y momentos principales de inercia estos valores se toman de SolidWorks.

Elemento	Ejes principales de inercia y momentos principales de inercia: (g * mm ²) Medido desde el centro de masa.						
	Centro de masa	Ix	Iy	Iz	Px	Py	Pz
Cilindro	Z = -138.93	(0.00, 0.00, 1.00)	(0.00, - 1.00,	(1.00, 0.00, 0.00)	1691703	8010001	8010001
Biela	Y = 0.52 Z = 120	(0.00, 0.01, 1.00)	(1.00, 0.00, 0.00)	(0.00, 1.00, -0.01)	9281	929027	929853
Manivela	X = 15.00 Y = 50.65 Z = -5.00	(0.00, 1.00, 0.00)	(-1.00, 0.00, 0.00)	(0.00, 0.00, 1.00)	6242	57488	62516
Embolo	X = 0.00 Y = 0.00 Z = -36.69	(1.00, 0.00, 0.00)	(0.00, 1.00, 0.00)	(0.00, 0.00, 1.00)	89368	91433.15	114170.34
	Momentos de inercia: (g*mm ²) Obtenidos en el centro de masa y alineados con el sistema de coordenadas			Masa (gramos)			
	x	y	z				
Cilindro	Lxx = 8010001	Lyy = 8010001	Lzz = 1691703	859			
Biela	Lxx = 929027 Lyx = 0.28 Lzx = 0.13	Lxy = 0.28 Lyy = 929777 Lzy = 8359.70	Lxz = 0.13 Lyz = 8359.70 Lzz = 9357.59	191			
Manivela	Lxx = 57488.60	Lyy = 6242.71	Lzz = 62516.94	72			
Embolo	Lxx = 89368.53	Lyy = 232456.83	lzz = 114170.34	104			

Tabla 18 – Tabla de momentos de inercia.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *tabla 18* se observan los ejes principales de inercia y momentos principales de inercia, los ejes principales de inercia están dados en sistema de coordenadas, y los momentos principales de inercia $P(x,y,z)$ están dados en (gramos*milímetros cuadrados) de cada uno de los elementos del mecanismo; biela, cilindro, manivela y embolo. Los ejes principales de inercia están medidos desde el centro de la masa.

En la parte inferior de la tabla se encuentran los momentos de inercia $L_{(xx,yy,zz)}$ en (gramos * milímetros cuadrados) Obtenidos en el centro de masa y alineados con el sistema de coordenadas de resultados y el peso en gramos de cada elemento.

- **CÁLCULOS DEL RESORTE.**

El resorte en nuestro mecanismo simula el comportamiento del aire dentro del cilindro.

Para hallar el coeficiente de elasticidad del resorte (K) de nuestro sistema empleamos la siguiente ecuación.

$$k = \frac{E \cdot A}{L}$$

En donde: (Tomamos los valores de la *Tabla 13*)

E: 1×10^5 (Módulo de compresibilidad) *una constante*

A: 80 mm / 0.08 m (área transversal)

L: 350 mm / 0.3 m (longitud)

Reemplazamos los valores en nuestra fórmula.

$$k = \frac{\left(\frac{\pi \cdot d^2}{4}\right) \cdot E}{L}$$

De la operación obtenemos:

$$k = 1675 \frac{N}{m}$$

Es decir que K es igual a

$$k = 1,675 \frac{N}{mm}$$

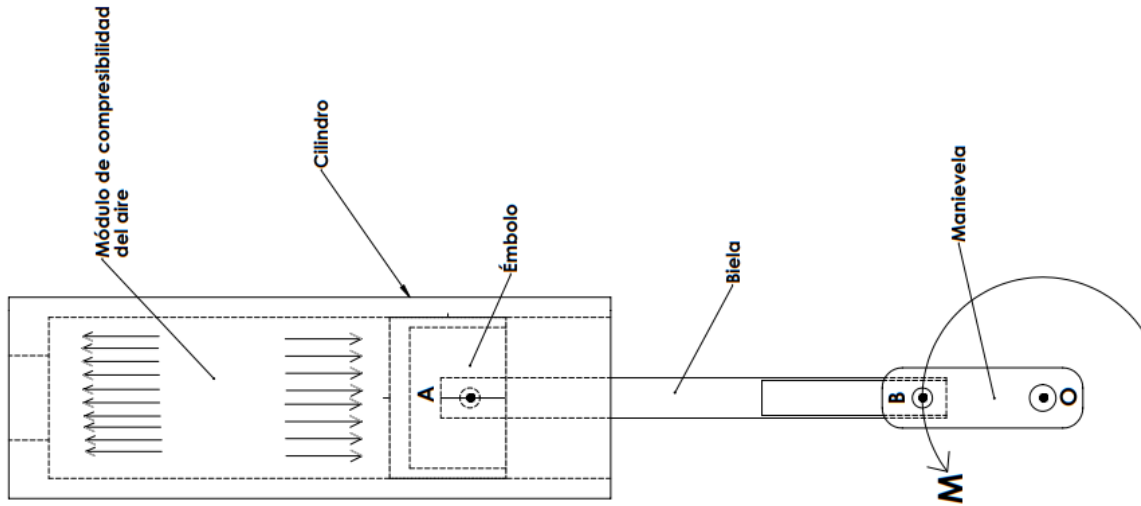


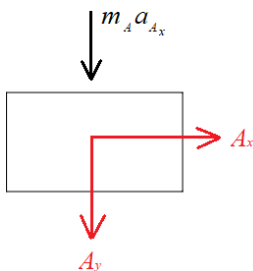
Figura 48 – Diagrama.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

A partir de la geometría del mecanismo de estudio, se pueden obtener los diagramas de fuerzas para cada sólido rígido que compone el conjunto:

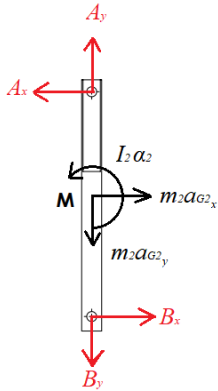
9.4.2 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE POR ELEMENTOS.

- **Émbolo:**



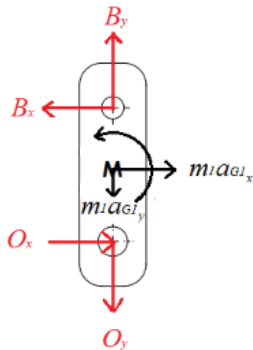
En el embolo aparecen las fuerzas en el punto A, y la fuerza de inercia sobre el centro de gravedad, también se le aplicara la fuerza de resistencia del aire contenido dentro del cilindro.

- **Biela**



En la biela se tienen las fuerzas en A nuevamente, en sentido contrario tal como establece la tercera ley de Newton, en la articulación B también aparecerán un par de fuerzas, En el centro de gravedad que se encuentra en medio de la barra aparecen las fuerzas de inercia, el par de inercia

- **Manivela**



En la manivela tenemos las fuerzas en B con sentido contrario a las fuerzas de la misma en la biela y las fuerzas de inercia referidas a la traslación de este punto. La manivela también tendrá un momento exterior aplicado para producir el movimiento del sistema.

9.5 GRÁFICAS.

Una vez definidas las fuerzas en los diagramas de cuerpo libre se inicia el análisis determinando el sistema y el comportamiento del movimiento en función de los componentes del mecanismo utilizando el software MSC Adams View.

Ya teniendo el mecanismo importado *figura 49* desde el SolidWorks al MSC Adams, con sus respectivas relaciones para la simulación, se tomarán 20 segundos de operación para realizar las gráficas, que nos darán las fuerzas y los torques de cada una de las articulaciones, comenzando por la O, que representara el motor.

Es importante tener en cuenta que para una representación real de las fuerzas se debió imitar la resistencia del aire que se introduce al cilindro, para ello se empleó un resorte con un coeficiente de elasticidad de 1.675 (newton/metro), dato hallado anteriormente *página 115*.

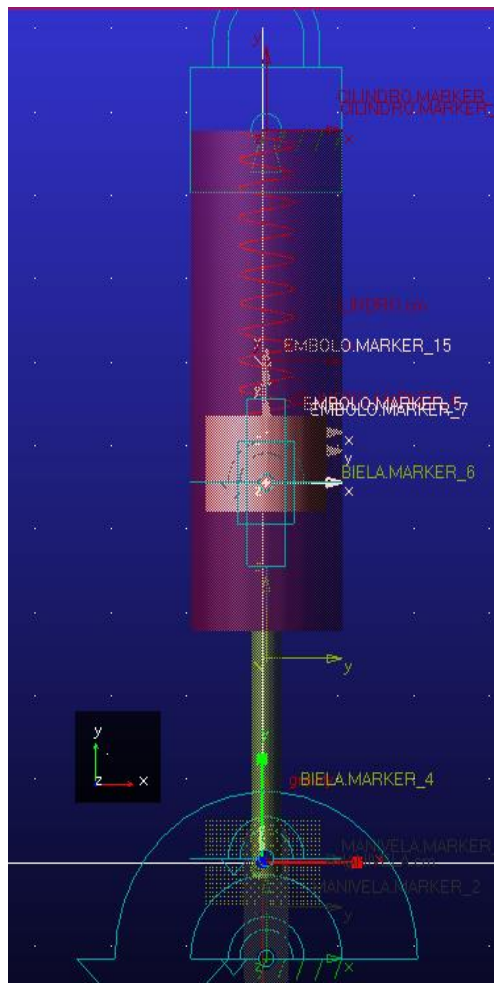


Figura 49 – Diagrama del sistema en MSC Addams.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

- **Grafica de torque en el motor punto O.**

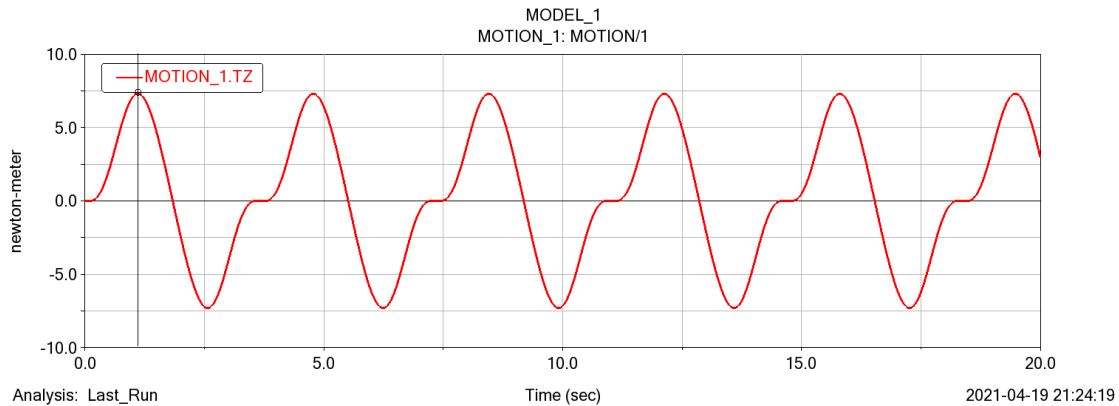


Figura 50 – Gráficas de torque en el punto O.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

El torque máximo alcanzado por el motor en el punto O (*figura 50*) es de 7 newton/metro (-/+) iniciando a los 1.14 segundos de operación, cada 1,36 segundos de positivo a negativo y cada 2,7 segundos de negativo a positivo. Se observa que, al inicio y finalización de cada ciclo, se crea una constante de torque en 0 newton/metro de 0.3 segundos, lo que genera una deformación en la gráfica, impidiendo que sea una onda totalmente sinusoidal. La grafica cruza en 0 a la mitad de cada ciclo a los 1.87s, cada ciclo.

- **Grafica de fuerza del motor en X punto O.**

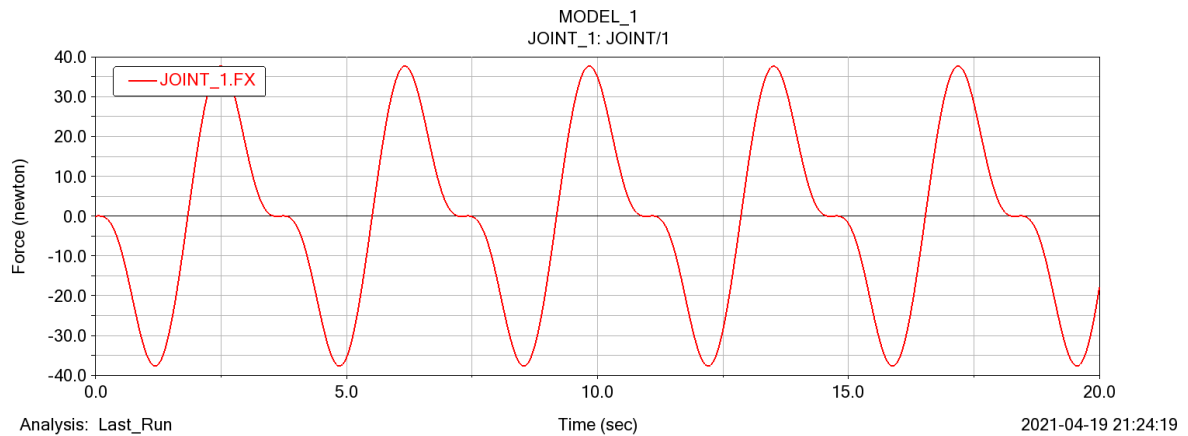


Figura 51 – Gráficas de fuerza del motor en X.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La fuerza máxima y mínima alcanzada por el motor en el eje X en el punto O (*figura 51*) es de 37 y -37 Newton, desde los 1,2 segundos de operación cada 1,3 segundos de negativo a positivo, y cada 2,7 de positivo a negativo. Se observa que al inicio y finalización de cada ciclo desde los 3.5s a los 3.8s, se crea una constante de fuerza en 0 newton/metro de 0.3 segundos, lo que genera una deformación en la gráfica, impidiendo que sea una onda totalmente sinusoidal.

Es lógico que la fuerza aplicada por el motor en X sea menor que la fuerza aplicada en Y debido a que el sistema está diseñado para crear un movimiento lineal del embolo en Y. La grafica está tomada en 20 segundos de operación. La grafica cruza en 0 a la mitad de cada ciclo a los 1.87s, cada ciclo.

- **Gráfica de fuerza del motor en Y punto O.**

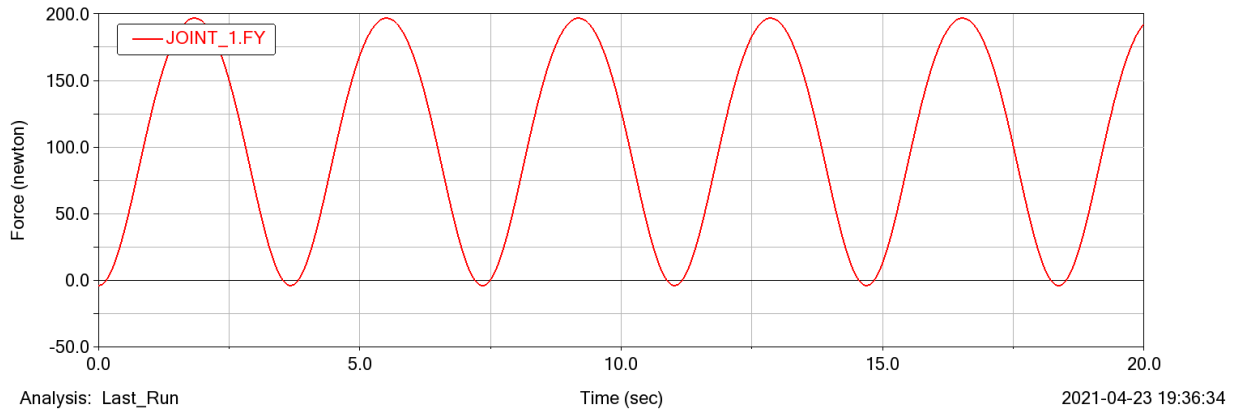


Figura 52 – Gráficas de fuerza del motor en X.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La fuerza máxima alcanzada por el motor en el eje Y en el punto O (*figura 52*) es de 195 Newton, y la mínima es de -5 Newton, el valor mínimo de da al término de cada ciclo. La curva de la gráfica forma una onda sinusoidal.

La grafica está tomada en 20 segundos de operación.

- **Gráfica de fuerza en unión B eje Y.**

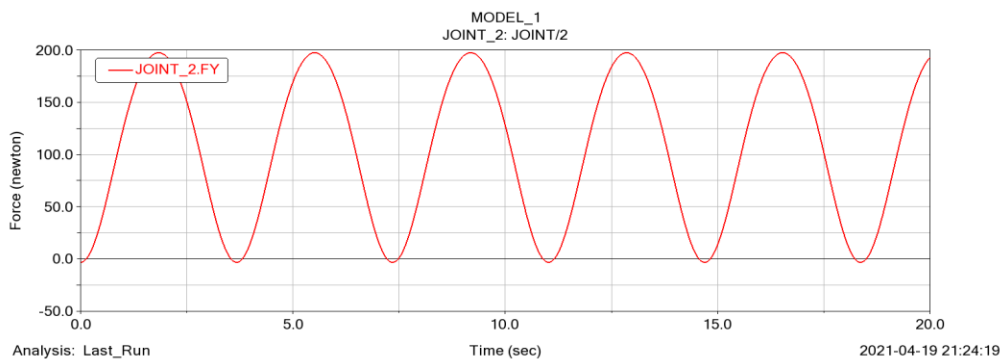


Figura 53 – Gráfica de fuerza en el punto B.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

Se observa en la *figura 53* que la fuerza máxima alcanzada del punto B en el eje Y es de 195 Newton a los 1,86 segundos de operación cada 1,85 segundos en una onda sinusoidal, el valor mínimo es de -5 que se dan al término de cada ciclo, a los 3.75 segundos. La grafica está tomada en 20 segundos de operación.

- **Grafica de fuerza en unión B eje X.**

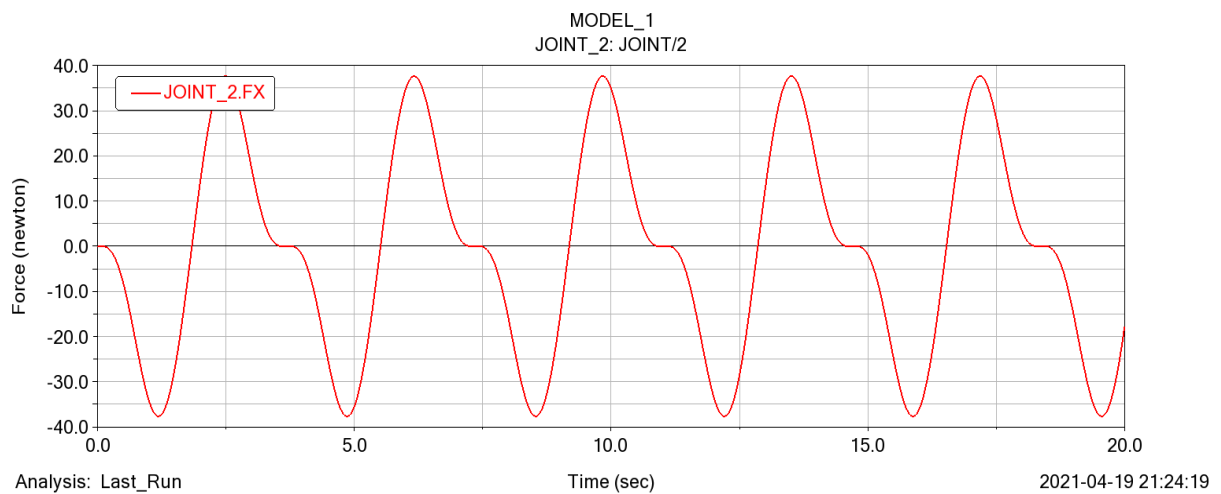


Figura 54 – Gráfica de fuerza en el punto B.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 54* se observa que la fuerza máxima alcanzada en el punto B es de 37 Newton, desde los 1,2 segundos de operación cada 1,3 segundos de negativo a positivo, y cada 2,7 de positivo a negativo. Se observa que al inicio y finalización de cada ciclo desde los 3.5s a los 3.8s, se crea una constante de fuerza en 0 newton/metro de 0.3 segundos, lo

que genera una deformación en la gráfica, impidiendo que sea una onda totalmente sinusoidal. La grafica cruza en 0 a la mitad de cada ciclo a los 1.87s, cada ciclo.

- **Gráfica de fuerza en unión A eje Y.**

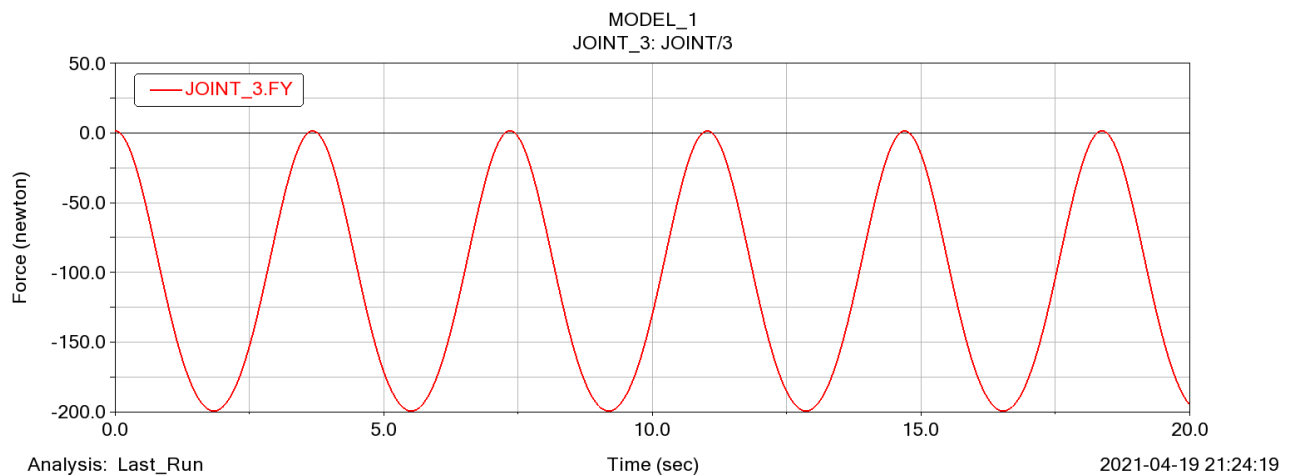


Figura 55 – Gráfica de fuerza en el punto A.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 55* se observa que la fuerza máxima en Y alcanzada en el punto A es de 195 Newton negativos, en la mitad de cada ciclo, cada 1.87 segundos y la fuerza mínima es de 5 newton finalizando el ciclo cada 3.75s. En un tiempo de 20 segundos de operación la gráfica forma una curva de onda sinusoidal.

- **Gráfica de fuerza en unión A eje Y.**

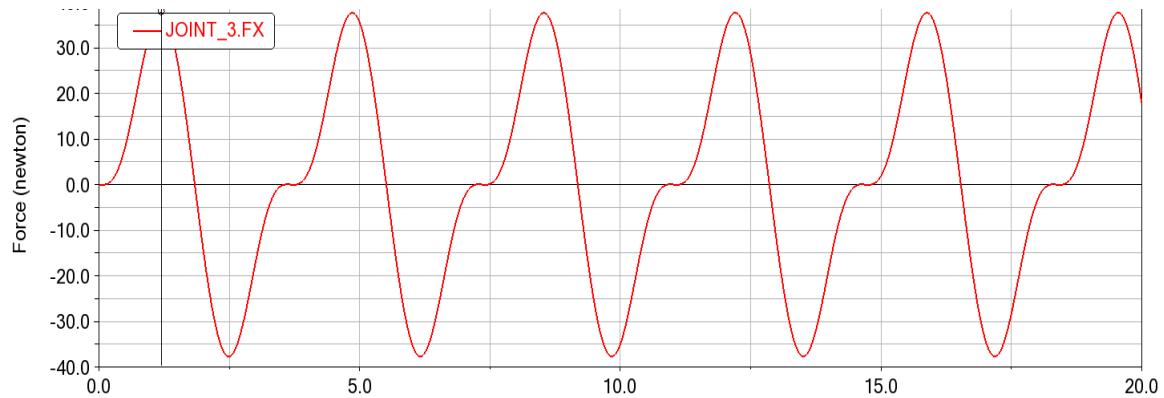


Figura 56 – Gráfica de fuerza en el punto A.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 52* se observa que la fuerza máxima alcanzada en el punto A es de 37 Newton, desde los 1,2 segundos de operación cada 1,3 segundos de positivo a negativo, y cada 2,7 de negativo a positivo. Se observa que al inicio y finalización de cada ciclo desde los 3.5s a los 3.8s, se crea una constante de fuerza en 0 newton/metro de 0.3 segundos, lo que genera una deformación en la gráfica, impidiendo que sea una onda totalmente sinusoidal. La grafica cruza en 0 a la mitad de cada ciclo a los 1.87s, cada ciclo.

9.5.1 ESPECIFICACIONES DEL MOTOR

Con base en los análisis dinámicos, las especificaciones para un motor ideal para este mecanismo es el servomotor: HS-1005SGT Servo con un torque máximo de 1528 onz/in. Se observan en la *figura 57*.

SPECS	
Output Shaft Style	D15T_Spline
Voltage Range	11.1V - 14.8V
No-Load Speed (11.1V)	0.26sec/60°
No-Load Speed (14.8V)	0.19sec/60°
Stall Torque (11.1V)	1,166.52 oz-in (84.0 kg.cm)
Stall Torque (14.8V)	1,527.58 oz-in (110.0 kg.cm)
Feedback Style	5K Ω Potentiometer
Output Shaft Support	2 Ball Bearings
Gear Material	Steel
Weight	10.93 oz (310g)
Servo Size	Large
Max Rotation	139°
Travel per μ s	0.099°/ μ sec
Max PWM Signal Range	800-2200 μ sec

Figura 57 – Especificaciones del motor.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

9.5.2 DISEÑO DEL SISTEMA.

El diseño propuesto tiene una longitud total de 750mm desde la parte inferior de la base hasta la punta superior de la válvula PEEP, con un ancho de 200mm, con un peso total de 6,1 kilogramos.

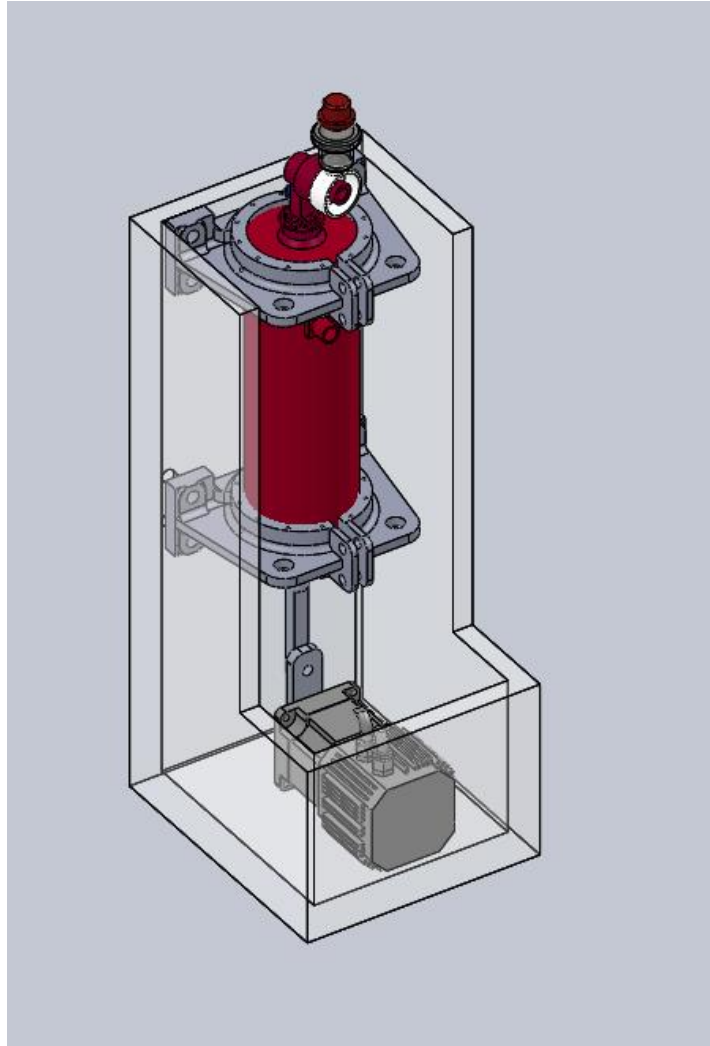


Figura 58 – Vista isométrica del sistema.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 58* se observa el módulo de ventilación propuesto ensamblado en el programa SolidWorks en proyección isométrica.



Figura 59 – Sistema con su estructura.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

El mecanismo constará de un sistema de biela manivela que se encargará de la ventilación *figura 59*, éste será accionado por el motor HS-1005SGT Servo.

Este mecanismo transforma el movimiento circular en lineal para el movimiento del embolo, el cual irá en un cilindro.

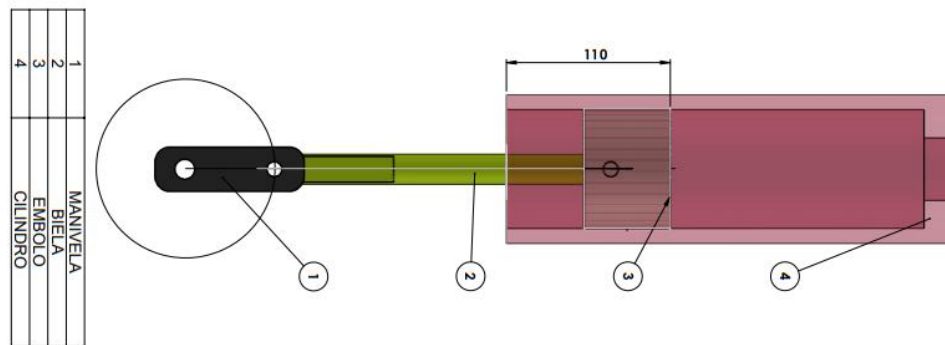


Figura 60 – Vista lateral del sistema con sus partes.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

El cilindro tendrá dos orificios como se muestra en la *figura 60* para el conducto de ventilación hacia el paciente y el otro para tomar aire del exterior.

El material propuesto para la construcción del cilindro es el polipropileno, ya que es un material muy ligero, tiene una alta resistencia mecánica y es un excelente aislante eléctrico.

- **Embolo, dimensiones.**

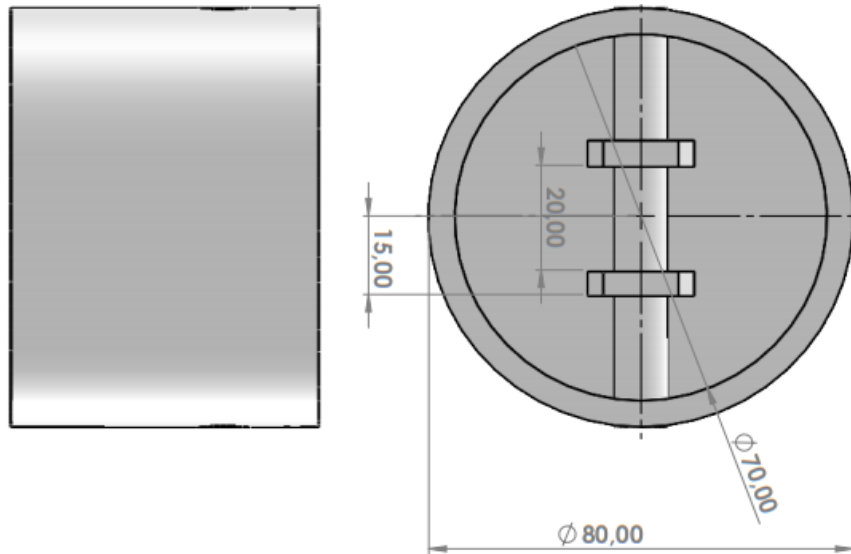


Figura 61 – Émbolo.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

La propuesta de material para el embolo *figura 61* es de caucho natural libre de látex, que permitirá ajustarse o sellar de forma correcta al tubo.

- **Manivela dimensiones.**

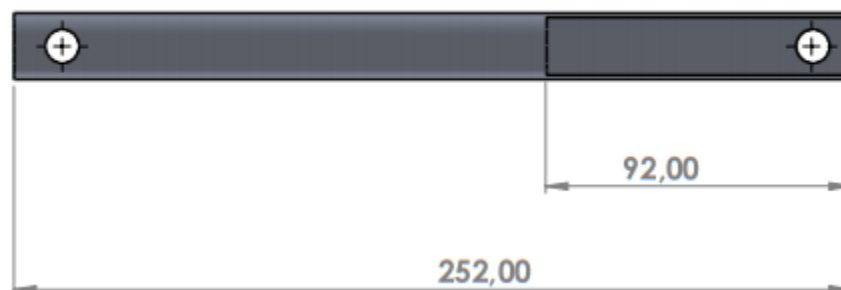


Figura 62 – Manivela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

- Biela, dimensiones.

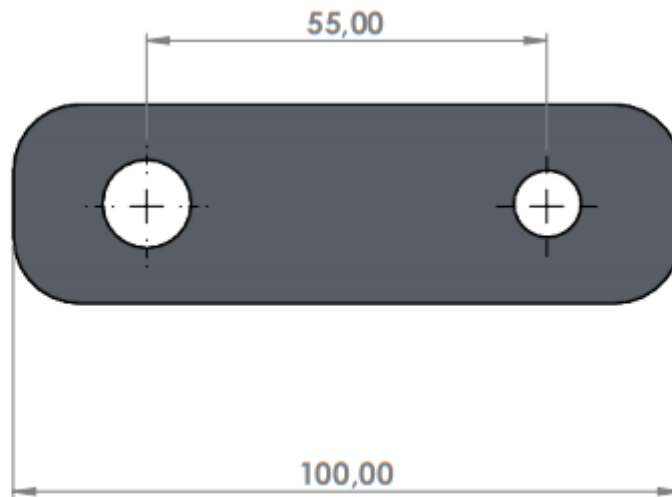


Figura 63 – Biela.

Fuente: Imagen realizada por el autor.

9.6 ANÁLISIS DEL ELEMENTO MÁS CRÍTICO

Se realiza el análisis de esfuerzos en la biela debido a que es el elemento más expuesto a sufrir una falla, ya que este elemento posee un cambio de sección crítico.

El análisis se hace en el software SolidWorks, poniendo los valores máximos de las fuerzas en los puntos A y B visualizados en las *figuras 60* a *figura 63*.

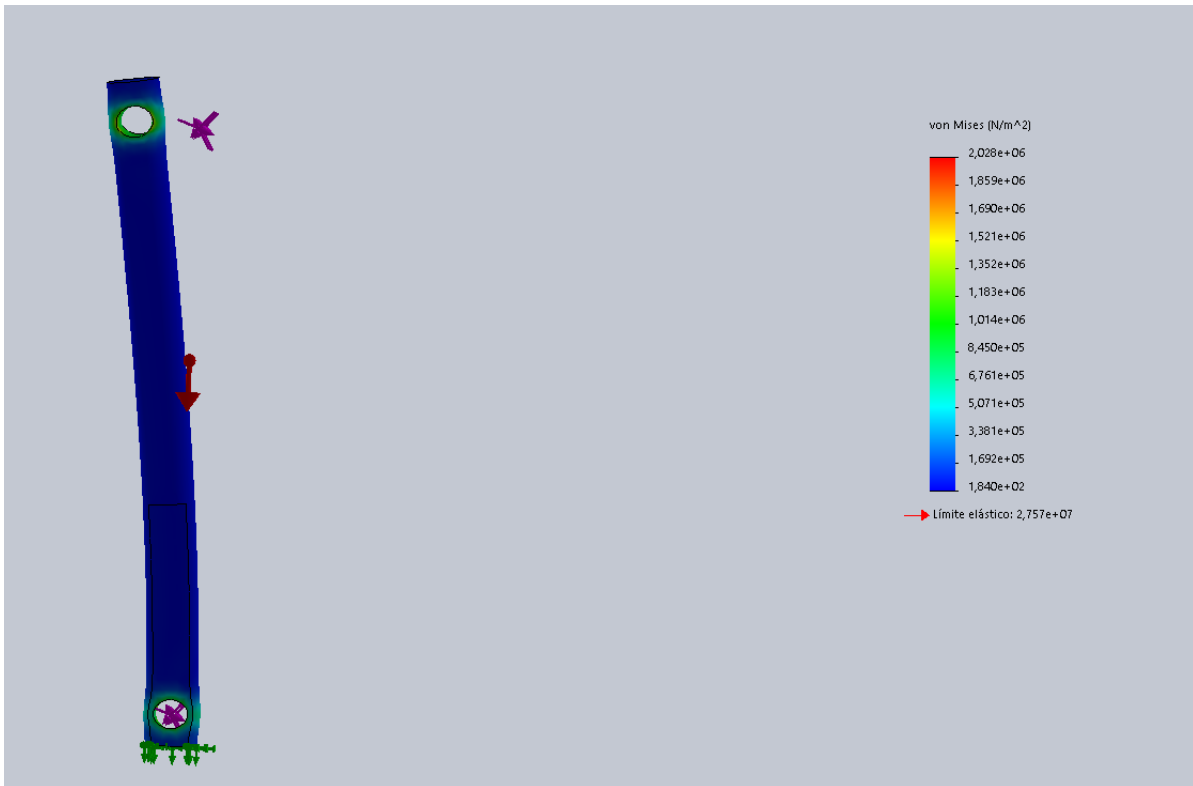


Figura 64 – Tensión en la manivela

Fuente: Imagen realizada por el autor.

En la *figura 64* el límite elástico de la barra está a los $2.757e+07$ N/m². Y se observa en el color de la barra en análisis que está lejos de llegar a un valor de deformación. En valor máximo que se presenta en la imagen es de aproximadamente unos $1,014e+06$ N/m².

Estos datos fueron obtenidos en un análisis estático de la manivela del sistema, considerando que es el elemento más expuesto esfuerzos, los datos de fuerzas y toques obtenidos en el MSC Adams fueron necesarios para la realización del análisis en SolidWorks para estudiantes.

10. CONCLUSIONES.

- Se investigó y analizó las variables tecnológicas y médicas vinculadas al funcionamiento de los ventiladores mecánicos como la PEEP, el volumen tidal, la frecuencia respiratoria, y el FiO₂. Este análisis dio lugar a la propuesta del módulo de potencia mecánico – neumático para la ventilación artificial.
- Se representó gráficamente en un ambiente CAD (SolidWorks) el módulo de potencia mecánico – neumático para la ventilación mecánica, atendiendo a los requerimientos de un paciente en específico, esto permitió de manera práctica visualizar y modificar sus piezas de acuerdo a las consideraciones y datos que se iban dando a lo largo del análisis.
- Se realizó un análisis cinemático del módulo de potencia mecánico – neumático para conocer posición, velocidad y aceleración de sus principales componentes.
- Se desarrolló un análisis cinético para un módulo mecánico – neumático asociado a la ventilación mecánica, esto nos dio a conocer el torque del motor necesario para realizar el movimiento en el sistema, el torque dependió de los materiales definidos y fuerzas en los elementos del mecanismo.
- Se propuso un módulo mecánico - neumático asociado a la ventilación mecánica que, con base a un análisis cinemático y cinético del mismo, atiende correctamente a las necesidades respiratorias del paciente definido, por ello es una propuesta que puede ser llevada a la realidad.

11. BIBLIOGRAFÍA

- Arenas, C. A. (2017). *Diseño de un sistema de ventilación accionado por energía solar para uso de deshidratadores solares.*
- Bautista, E. F. (2020). *Diseño para la elaboración de un prototipo de ventilador mecánico de emergencia por COVID-19 en la clínica misericordia internacional de la ciudad de barranquilla. .*
- Betancourt Manrique, D. C. (2011). *Intervenciones de cuidado aplicadas por el personal de enfermería en la prevención de la neumonía asociada a ventilación mecánica en pacientes de unidad de cuidado intensivo adulto . Bogotá .*
- Bilman, F., Braga, J. P., Cáceres, J. M., & Ramírez., V. (2011). *Desarrollo de un simulador pulmonar de paciente para ensayar ventiladores mecánicos, realizado para satisfacer los requerimientos de la materia “proyecto” del instituto de ingeniería eléctrica IIE.*
- Cárdenas, R., Guillermo, B., & Valdano, I. (2016). *Diseño de un simulador pasivo de pulmón para un respirador mecánico .*
- Dario, R., & Quispe, C. (2008). *Desarrollo de un sistema controlador de mezcla de aire y oxígeno para el proyecto CPAP neonatal. . Lima.*
- Frades, S. H., Barba, G. P., & Nieto, M. J. (2007). *Diseño de un simulador de pulmón para el aprendizaje de la mecánica pulmonar en ventilación mecánica.*
- Galiana, & Reina. (2012).
- Grau, O., & Clavero, J. (2016). *Diseño de un simulador activo de un pulmón para un respirador mecánico. .*
- Hidalgo, J. (2016). *Utilidad de la ventilación mecánica con volumen minuto más respiración espontánea asistida en la desconexión de la ventilación mecánica, en el Hospital Teodoro Maldonado Carbo.*
- Hoffmann, C. (2011). *Diseño y control de un nuevo ventilador mecánico portátil.*
- Martínez, L. Á. (2016). *Sistema de ventilación de aire alimentado por energía solar.*
- Mendoza, E. (2009). *Protocolo de calibración de la concentración parcial de oxígeno de ventiladores pulmonares.*

- Meza, L. A. (2009). *Diseño mecánico y validación del sistema de censado de un ventilador mecánico para terapia intensiva.*
- Morales, J. D. (2019). *Simulador virtual de la mecánica respiratoria con interfaz gráfica en realidad virtual.*
- Morán, I. (2013). *Optimización de la mecánica respiratoria en el tratamiento de soporte ventilatorio de pacientes con insuficiencia respiratoria aguda grave.* . Barcelon.
- Naranjo, C., Flor, O., Tapia, J., Florez, E., Coba, A., & Chango, E. (2020). *Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontaneo por presión.*
- Pinzon, E. P. (2011). *Diseño y evaluación de un método de calibración de ventiladores mecánicos para adultos.*
- Reina, & Calvo. (2013).
- Rivadeneira, S. P. (2015). *Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación.* Quito.
- Rodriguez. (2010).
- Ruiz, P. d. (2017). *Diseño, simulacion y control de in resucitador para pacientes con dificultad respiratoria .*
- Summers, Carson, & Crampy. (1988). *Un sistema de respirador artificial inteligente.*

Applied Respiratory Physiology. JF Nunn. 4ª Edition.

Instituto Aragonés de la salud, El enfermo critico

Así funciona un respirador artificial | Leonoticias

Microsoft Word - VENTILACIÓN MECÁNICA. Dr. J. Canet. 2006.doc (scartd.org)

Fisiología respiratoria: el asombroso sistema que arranca cuando inspiramos (elsevier.com)

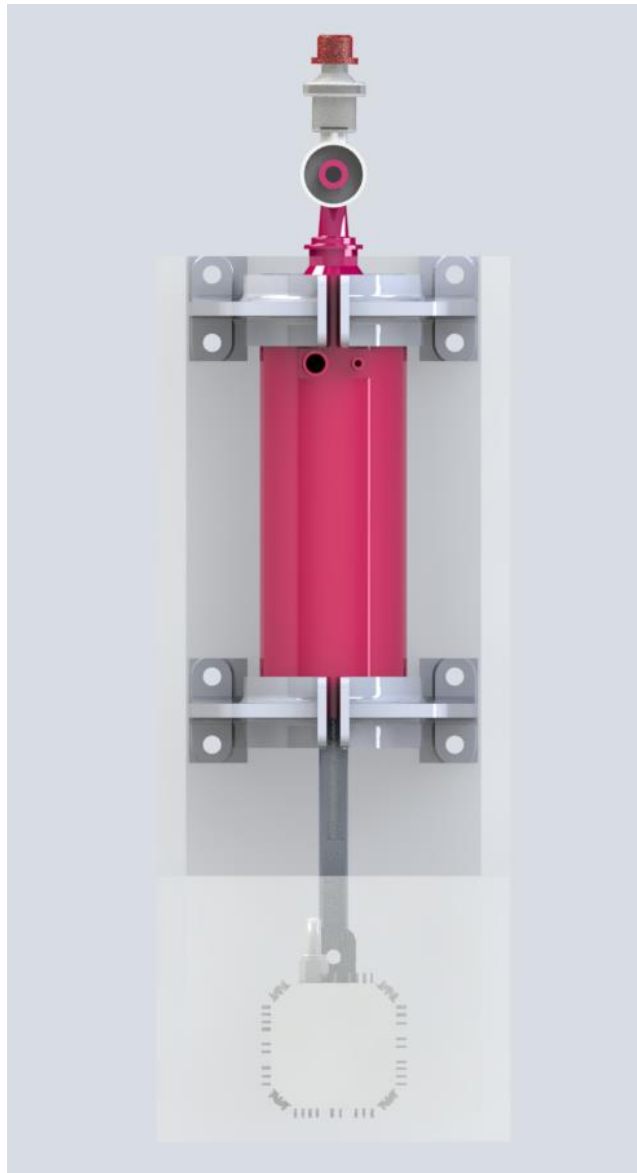
Ventilación mecánica - Trastornos del pulmón y las vías respiratorias - Manual

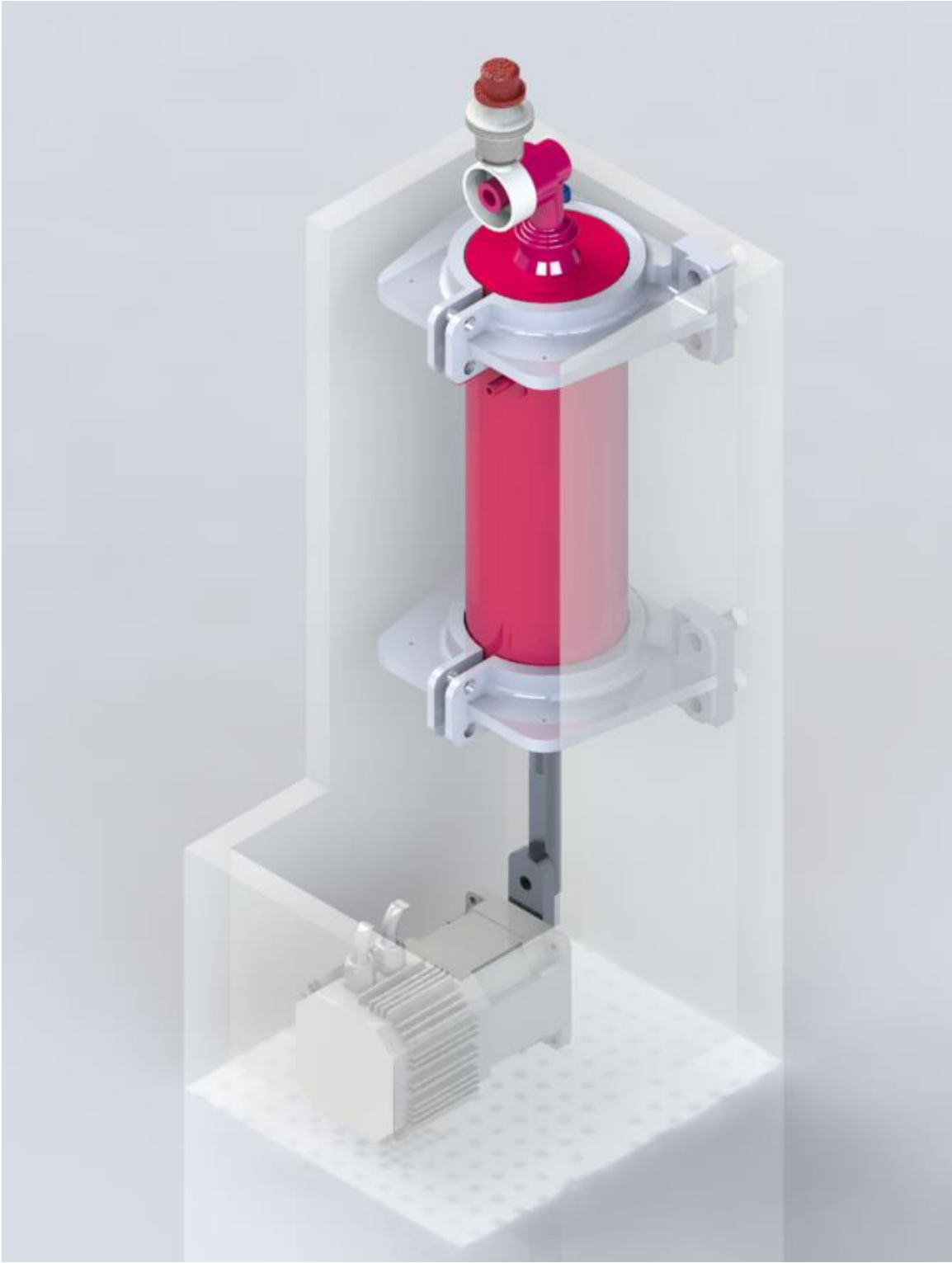
MSDversión para público general (msdmanuals.com)

Así funciona un respirador artificial | Leonoticias

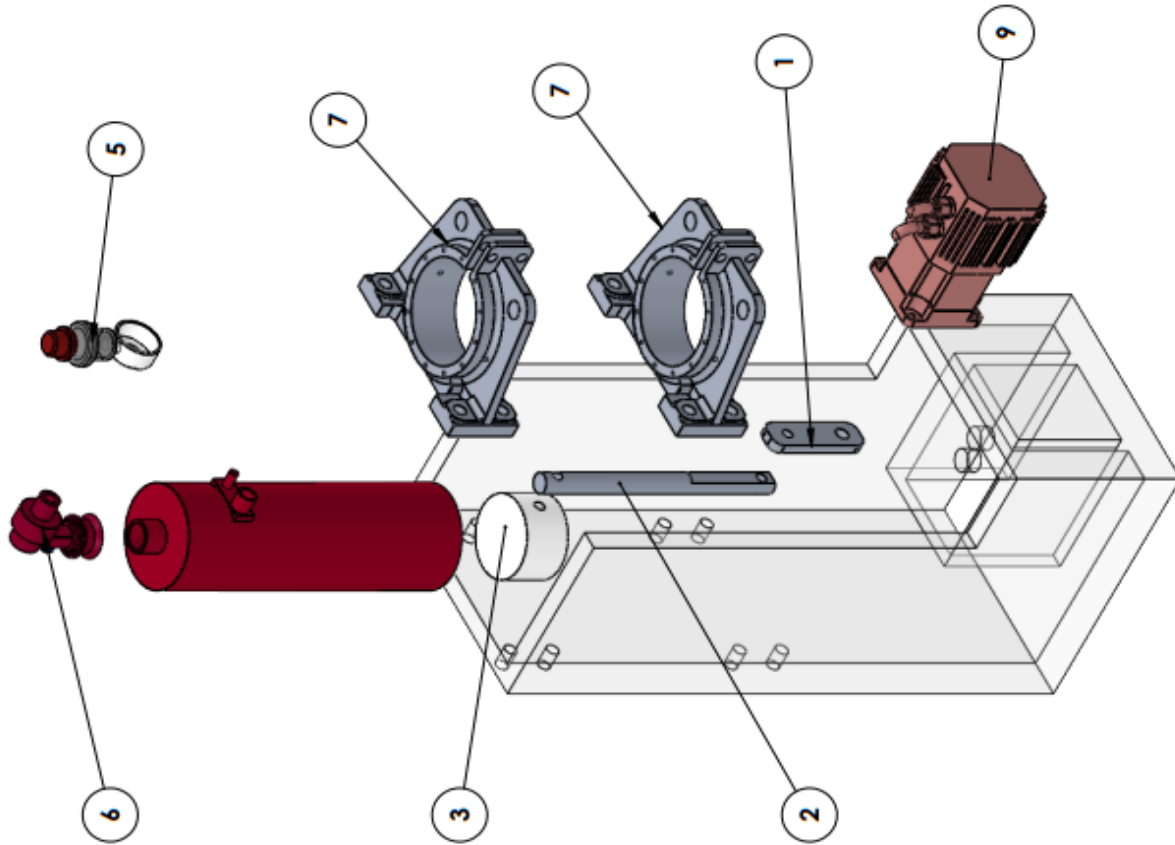
12. ANEXOS

Renderizado final:

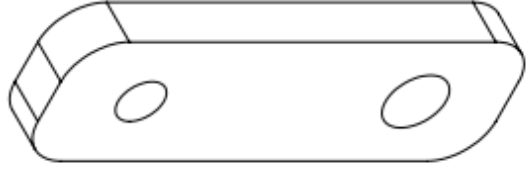
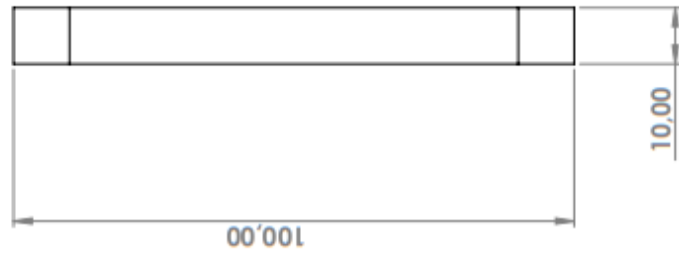
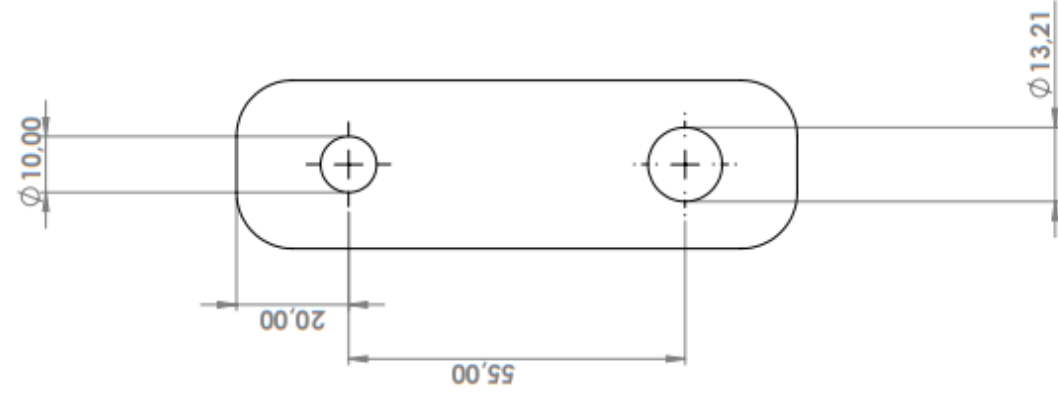




MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO - NEUMÁTICO PARA VENTILACIÓN MECÁNICA		
N.º DE ELEMENTO	DESCRIPCION	CANTIDAD
1	MANIVELA	1
2	BIELA	1
3	EMBOLO	1
4	CILINDRO	1
5	VALVULA PEEP	1
6	SALIDA AL PACIENTE Y VALVULA DE UNION	1
7	CHUMACERA CARGA AXIAL Y RADIAL	2
8	EMPAQUE	1
9	MOTOR	1



Fecha	Nombre	UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL Licenciatura en diseño tecnológico	Escala:	1:5
	Abril 23 Kevin Castillo			MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO - NEUMÁTICO PARA VENTILACIÓN MECÁNICA
Dibujado	Abril 23 Javier Quintero	Título: Ensamble total Explosivo	Plano:	1
Nombres y apellidos: Kevin Daniel Castillo Gomez Javier Quintero				Módulo de potencia mecánico - neumático para ventilación mecánica



Fecha	Nombre
Abril 23	Kevin Castillo
Abril 23	Javier Quintero

UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
Licenciatura en diseño tecnológico

Dibujado

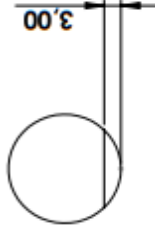
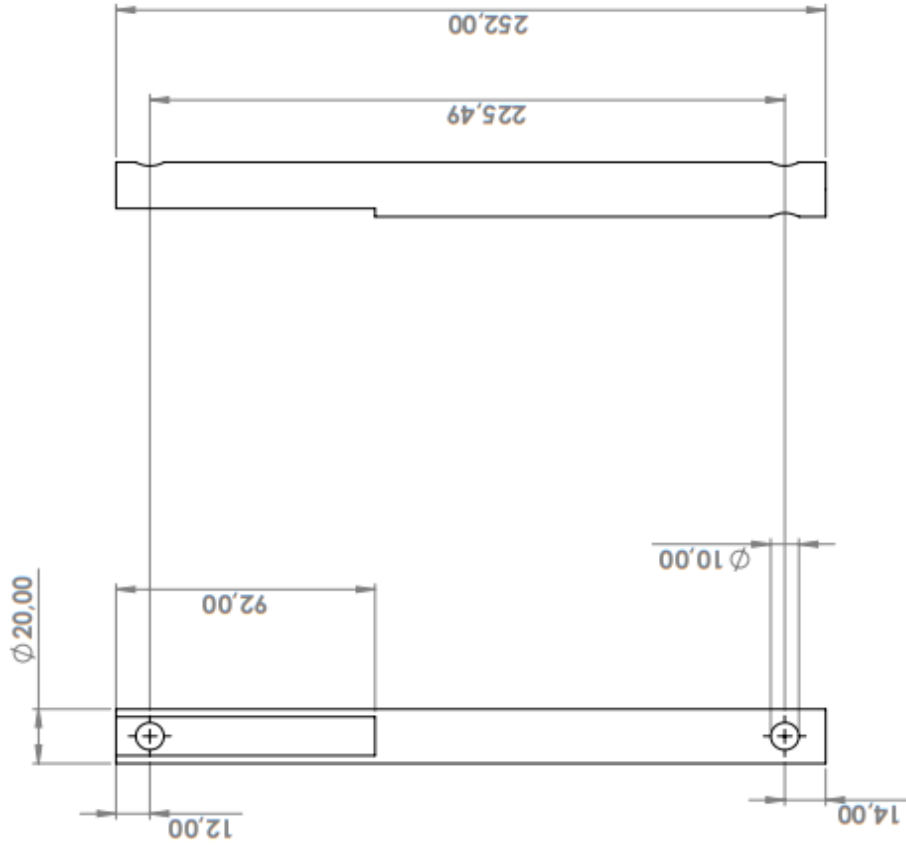
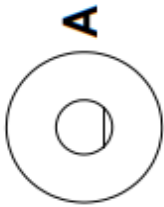
Título: Manivela

Nombres y apellidos:
Kevin Daniel Castillo Gomez
Javier Quintero

Escala:
1:1

Plano:
2

MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO - NEUMÁTICO PARA VENTILACIÓN MECÁNICA



DETALLE A
ESCALA 1 : 1



Dibujado	Fecha	Nombre
	Abril 23	Kevin Castillo
	Abril 23	Javier Quintero

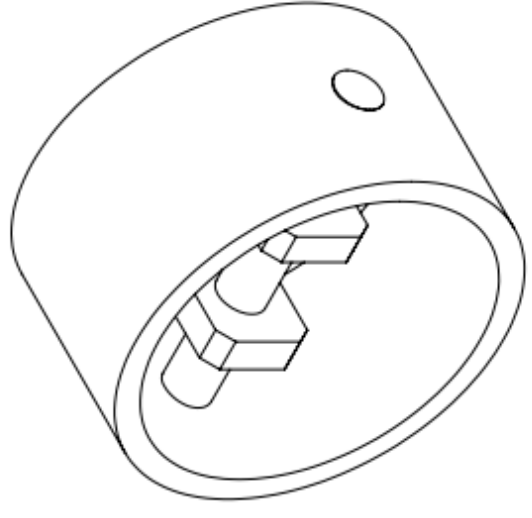
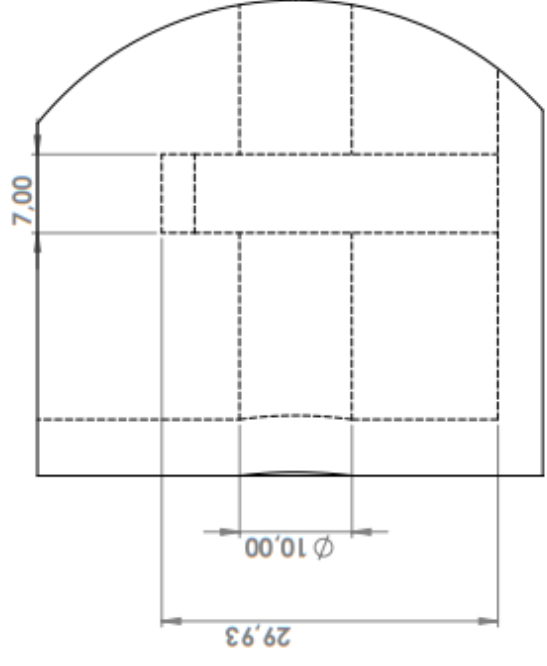
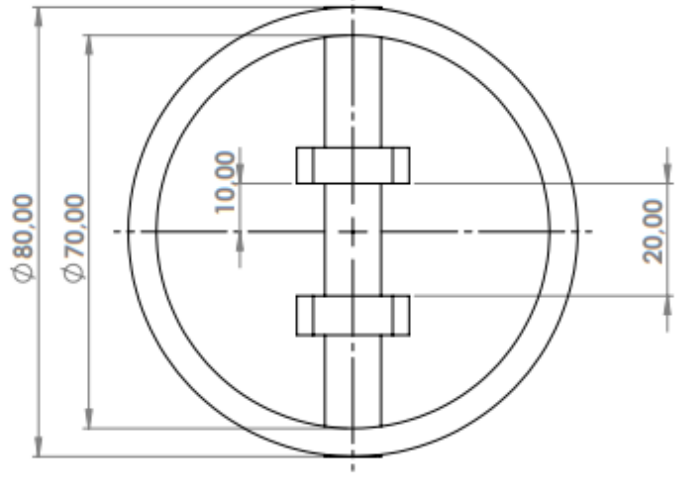
UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
Licenciatura en diseño tecnológico

Título: Biela

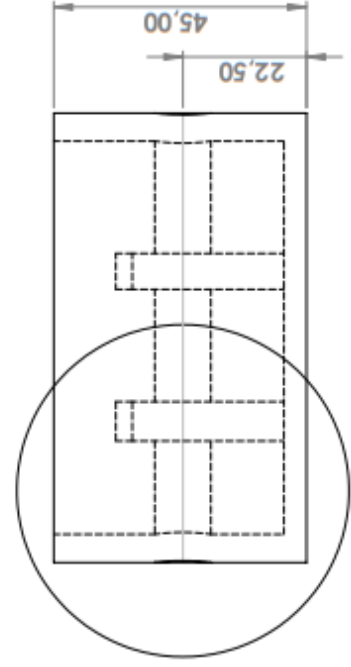
Nombres y apellidos:
Kevin Daniel Castillo Gomez
Javier Quintero

Escala: 1:2
Plano: 3

MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO - NEUMÁTICO PARA VENTILACIÓN MECÁNICA



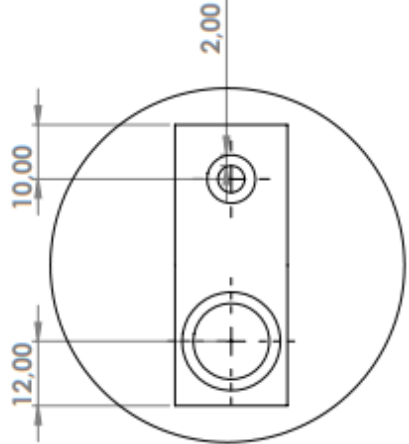
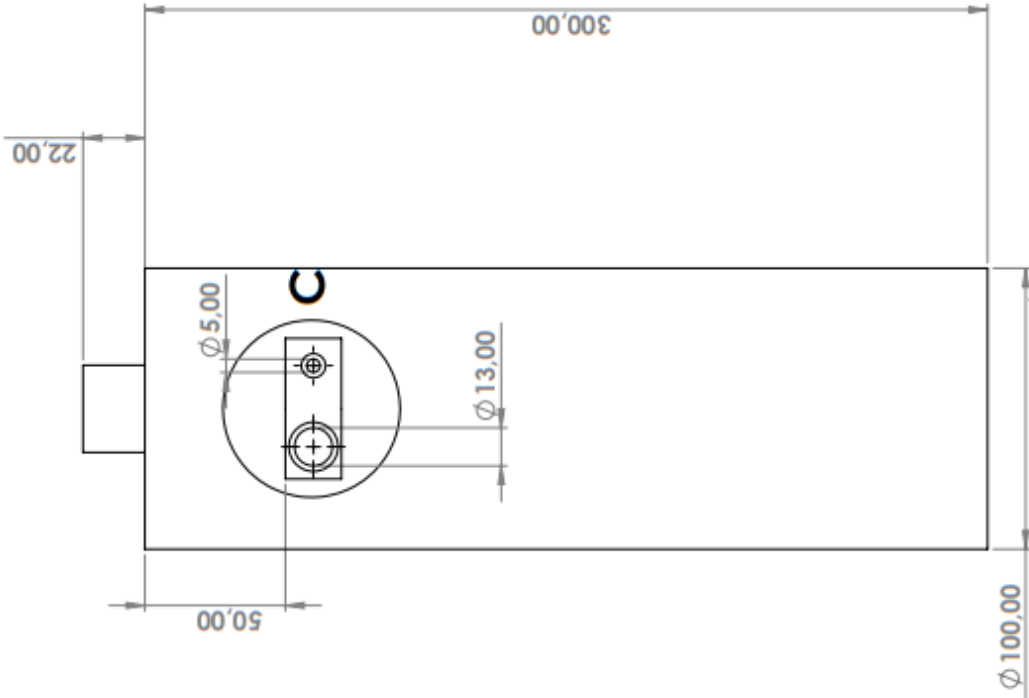
B



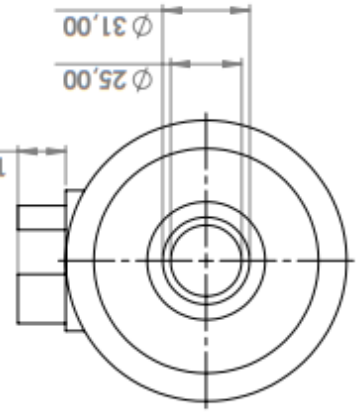
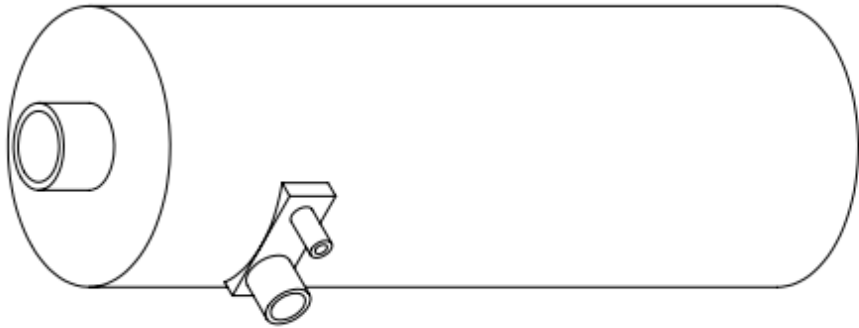
DETALLE B

ESCALA 2 : 1

Dibujado	Fecha	Nombre	UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL Licenciatura en diseño tecnológico	Escala: 1:1
	Abril 23	Kevin Castillo		
	Abril 23	Javier Quintero		Plano: 4
Título: Embolo			MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO - NEUMÁTICO PARA VENTILACIÓN MECÁNICA	
Nombres y apellidos: Kevin Daniel Castillo Gomez Javier Quintero				



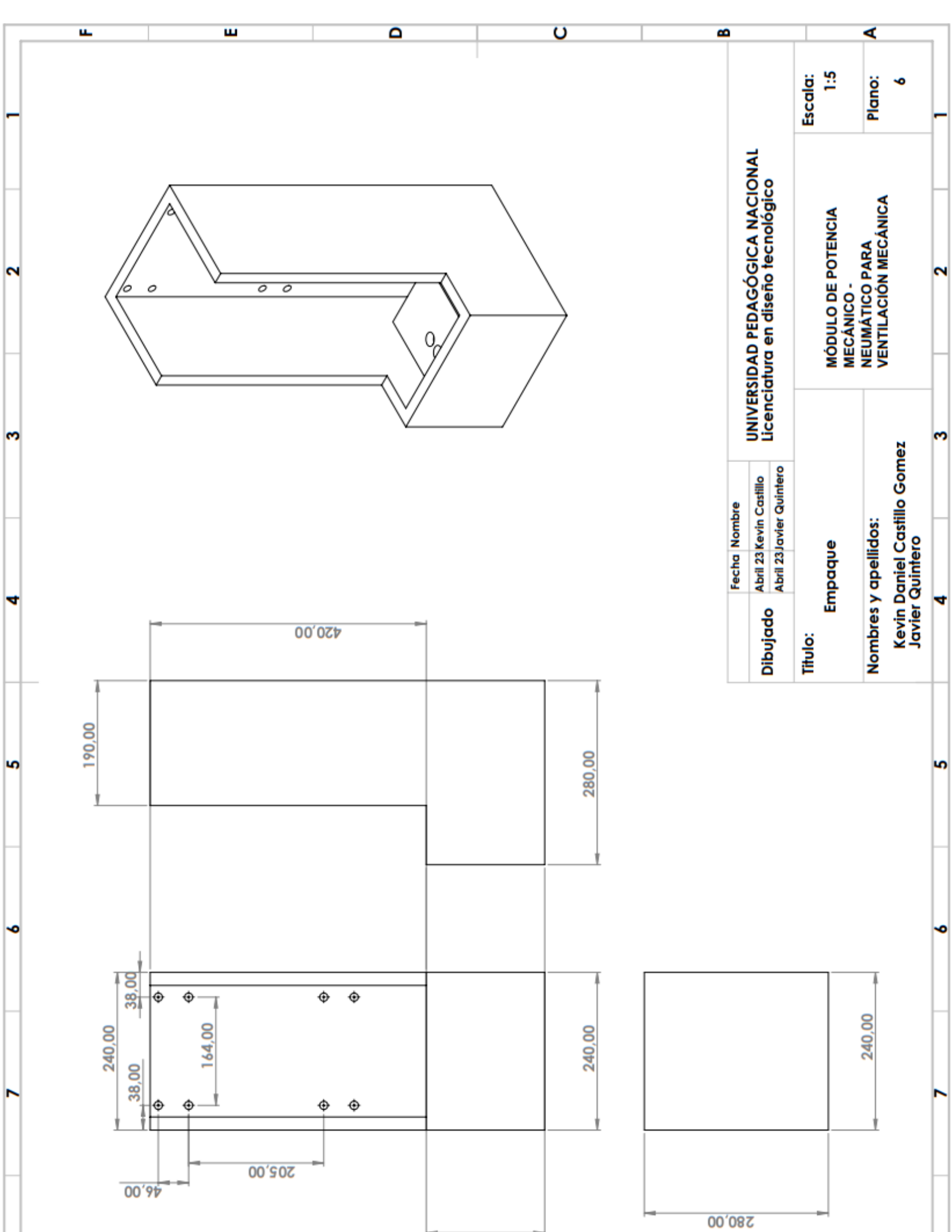
DETALLE C
ESCALA 1 : 1



Fecha		Nombre	
Abril 23		Kevin Castillo	
Abril 23		Javier Quintero	

Dibujado			
Título: Cilindro			
Nombres y apellidos: Kevin Daniel Castillo Gomez Javier Quintero			

UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL Licenciatura en diseño tecnológico			
MÓDULO DE POTENCIA MECÁNICO - NEUMÁTICO PARA VENTILACIÓN MECÁNICA		Escala: 1:2	
		Plano: 5	



UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
Licenciatura en diseño tecnológico

Fecha	Nombre
Abril 23	Kevin Castillo
Abril 23	Javier Quintero

Dibujado

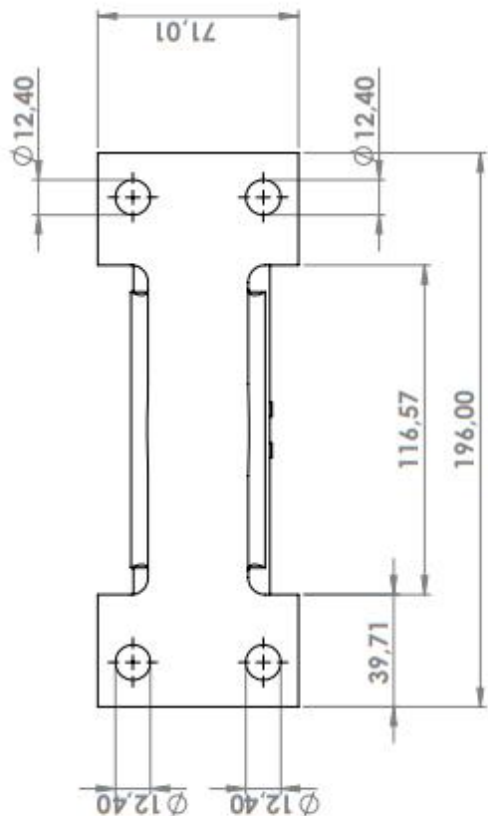
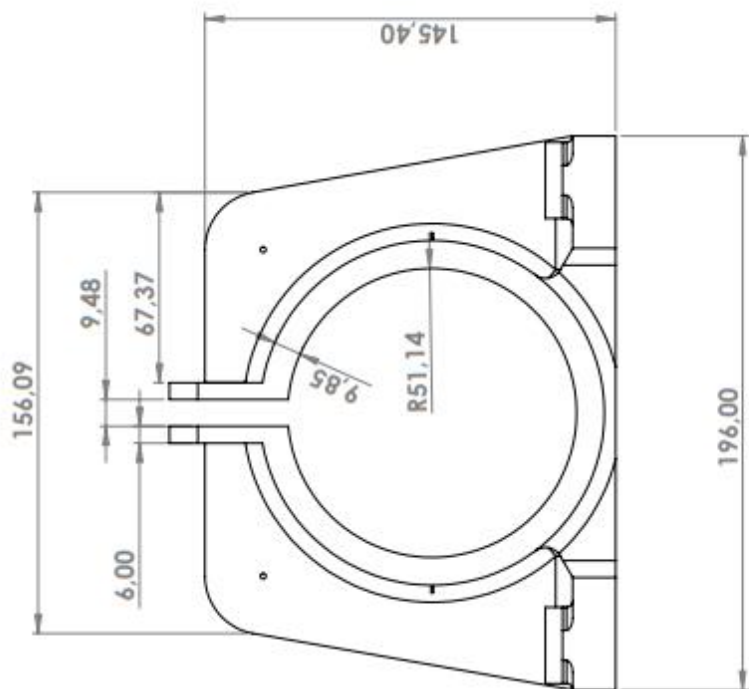
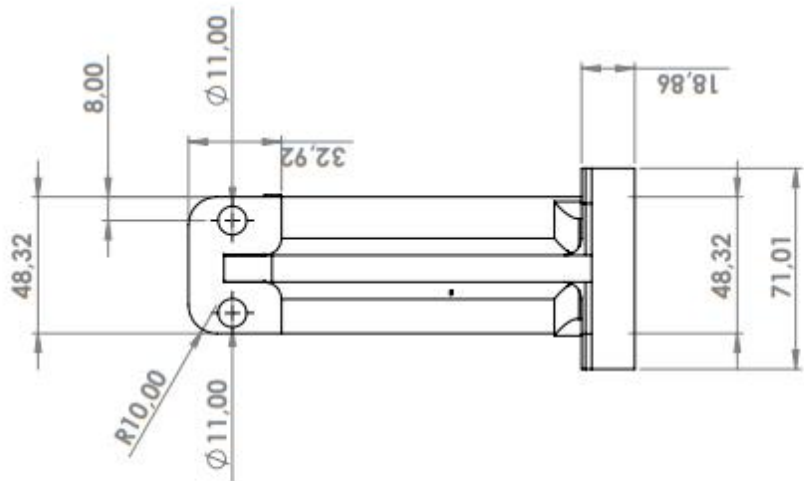
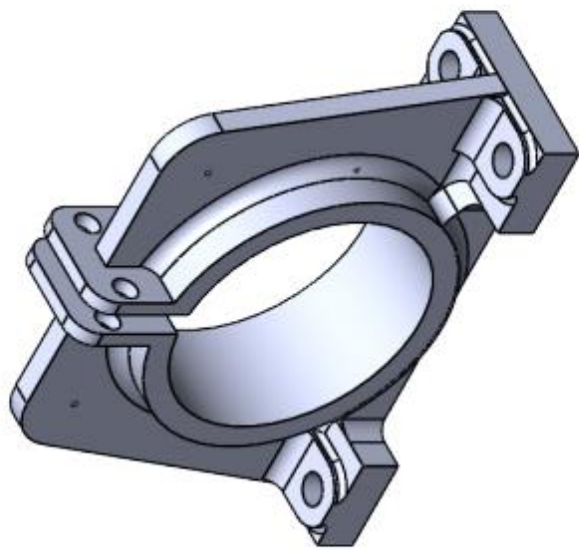
Título:
Empaque

Nombres y apellidos:
Kevin Daniel Castillo Gomez
Javier Quintero

MÓDULO DE POTENCIA
MECÁNICO -
NEUMÁTICO PARA
VENTILACIÓN MECÁNICA

Escala:
1:5

Plano:
6



Dibujado:	Fecha	Nombre
Abril 23		Kevin Castillo
Abril 23		Javier Quintero

UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL
Licenciatura en diseño tecnológico

Título:
Chumacera

Nombres y apellidos:
Kevin Daniel Castillo Gomez
Javier Quintero

MÓDULO DE POTENCIA
MECÁNICO-
NEUMÁTICO PARA
VENTILACION MECANICA

Escala:
1:2

Plano:
7