

**PLANTEAMIENTO DEL DISEÑO DE UN MÓDULO DE POTENCIA  
NEUMÁTICO-MECÁNICO PARA LA VENTILACIÓN MECÁNICA DE  
PACIENTES CON DIFICULTADES RESPIRATORIAS**

**WILMER ALEXIS CALLEJAS GONZÁLEZ**

**MILTON EDIEL VERGARA AMAYA**

**Director**

**LUIS CARLOS SARMIENTO VELA**

**Eng. D.**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**LICENCIATURA EN DISEÑO TECNOLÓGICO**

**BOGOTÁ D.C. 2020**

**PLANTEAMIENTO DEL DISEÑO DE UN MODULO DE POTENCIA  
NEUMÁTICO-MECÁNICO PARA LA VENTILACIÓN MECÁNICA DE  
PACIENTES CON DIFICULTADES RESPIRATORIAS**

**WILMER ALEXIS CALLEJAS GONZÁLEZ**

**MILTON EDIEL VERGARA AMAYA**

**Proyecto de grado presentado para optar al título de Licenciado en Diseño Tecnológico**

**UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL**

**FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA**

**LICENCIATURA EN DISEÑO TECNOLÓGICO**

**BOGOTÁ D.C. 2020**

## TABLA DE CONTENIDO

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	8
<b>1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA</b> .....	9
1.1 Descripción del problema.....	9
1.2 Delimitación del Problema.....	11
1.3 Hipótesis.....	11
1.4 Justificación.....	12
<b>2. OBJETIVOS</b> .....	13
2.1 Objetivo general .....	13
2.2 Objetivos específicos.....	13
<b>3. MARCO TEÓRICO</b> .....	14
3.1 Características del sistema respiratorio .....	14
3.1.1 Vía aérea .....	14
3.2 Procesos de la respiración .....	15
3.2.1 Ventilación pulmonar .....	16
3.2.2 Intercambio gaseoso .....	16
3.2.3 Transporte de gases .....	16
3.2.4 Regulación de la respiración.....	17
3.3 Ventilación mecánica .....	17
3.3.1 Componentes de un ventilador mecánico.....	18
3.3.2 Funcionamiento básico del ventilador mecánico.....	20
3.3.3 Configuración del sistema de acondicionamiento de gases.....	20
3.3.4 Parámetros de la ventilación mecánica.....	21
3.4 Bolsa AMBU.....	23
3.4.1 Especificaciones Técnicas para un adulto .....	23
3.5 ANTECEDENTES.....	24
<b>4. METODOLOGÍA DE DISEÑO</b> .....	67
4.1 Identificación de la necesidad .....	67
4.2 Definición del Problema.....	67
4.3 Requerimientos.....	68
4.4 Planteamiento de posibles soluciones .....	69
4.5 Comparación por pares.....	76

4.6 Matriz de calidad Q.F.D.....	78
4.7 Selección de la mejor solución.....	79
4.7.1 Matriz de decisión .....	79
4.8 Diagrama de bloques del ventilador mecánico .....	81
4.9 Parámetros iniciales para la ventilación mecánica.....	82
<b>5. DISEÑO DEL MÓDULO DE VENTILACIÓN MECÁNICA .....</b>	<b>85</b>
5.1 Análisis cinemático del modelo de Ventilación Mecánica .....	85
5.1.1 Relación Volumen vs Diámetro .....	85
5.1.2 Relación Volumen vs Presión.....	86
5.1.3 Cinemática del sistema de Pinza .....	87
5.1.3.1 Ley de Grashof .....	87
5.1.3.2 Análisis algebraico de posición de eslabonamientos.....	89
5.1.3.3 Geometría de las ruedas dentadas asociadas al sistema de pinza .....	91
5.1.4 Análisis gráfico del sistema de Pinza .....	92
5.1.4.1 Obtención de resultados gráficos en el software de simulación.....	92
5.1.4.2 Graficas planteadas para el análisis cinemático .....	95
5.2 Análisis dinámico del sistema.....	109
5.2.1 Centros de masa, ejes y momentos de inercia .....	111
5.2.2 Constante de elasticidad de la bolsa AMBU .....	113
5.2.3 Torques y fuerzas.....	113
5.2.4 Propiedades de la sección y análisis de esfuerzos .....	118
5.2.4.1 Esfuerzo promedio.....	120
<b>6. CONCLUSIONES .....</b>	<b>121</b>
<b>7. ANEXOS.....</b>	<b>122</b>
7.1 Planos generales y por pieza del diseño planteado .....	122
7.2 Especificaciones del motor seleccionado.....	136
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>137</b>



## INDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Vía aérea pulmonar superior .....	15
<b>Figura 2:</b> Vía aérea pulmonar inferior .....	15
<b>Figura 3:</b> Grafica de presión sobre tiempo .....	18
<b>Figura 4:</b> Configuración de potencia neumática para ventilación mecánica .....	20
<b>Figura 5:</b> Arreglo General del Ventilador Mecánico.....	26
<b>Figura 6:</b> Conexión entre sistemas involucrados en la ventilación mecánica. ....	27
<b>Figura 7:</b> Sistema de potencia neumática, acondicionamiento de gases y sensado.....	28
<b>Figura 8:</b> Componentes del sistema de base.....	32
<b>Figura 9:</b> Vista explosionada del Ensamble final .....	33
<b>Figura 10:</b> Diagrama de funcionamiento del EJÉKAT 1.0 .....	36
<b>Figura 11:</b> Modelo del montaje de levas con motor .....	38
<b>Figura 12:</b> Modelado CAD del segundo Prototipo.....	38
<b>Figura 13:</b> Arquitectura del ventilador propuesto.....	42
<b>Figura 14:</b> El Cosmic Bubble Helmet conectado a un oxígeno de pared .....	45
<b>Figura 15:</b> Diseño esquemático del Ventilador mecánico Emergente.....	49
<b>Figura 16:</b> Bases de la interacción paciente-ventilador .....	65
<b>Figura 17:</b> Boceto #1 para las posibles alternativas de solución .....	69
<b>Figura 18:</b> Boceto #2 para las posibles alternativas de solución .....	70
<b>Figura 19:</b> Boceto #3 para las posibles alternativas de solución .....	71
<b>Figura 20:</b> Boceto #4 para las posibles alternativas de solución .....	72
<b>Figura 21:</b> Boceto #5 para las posibles alternativas de solución .....	73
<b>Figura 22:</b> Boceto #6 para las posibles alternativas de solución .....	74
<b>Figura 23:</b> Boceto #7 para las posibles alternativas de solución .....	75
<b>Figura 24:</b> Diagrama de Bloques del módulo de ventilación mecánica .....	81
<b>Figura 25:</b> Simulador de ventilación Mecánica Hamilton C6 .....	84
<b>Figura 26:</b> Volumen de la Bolsa AMBU antes y durante la compresión .....	85
<b>Figura 27:</b> Relación de Volumen con respecto al diámetro.....	86
<b>Figura 28:</b> Relación de Presión con respecto al Volumen.....	87
<b>Figura 29:</b> Representación de Grashof para un mecanismo de Cuatro Barras asociado al sistema de Pinza.....	88

<b>Figura 30:</b> Diagrama de Cuerpo Libre del sistema de Pinza y sus ejes coordenados a partir de cada eslabón .....	89
<b>Figura 31:</b> Importación del modelo CAD modelado en SolidWorks o Inventor.....	92
<b>Figura 32:</b> Archivo de importación en formato Parasolid a MSC Adams View .....	93
<b>Figura 33:</b> Ensamblaje importado a la interfaz del software de simulación.....	93
<b>Figura 34:</b> Adams Postprocessor para el análisis de resultados gráficos .....	94
<b>Figura 35:</b> Proceso para la obtención de graficas en Adams Postprocessor.....	94
<b>Figura 36:</b> Análisis gráfico obtenida en Adams Postprocessor .....	95
<b>Figura 37:</b> Posición del eslabón número 1 con respecto al eje X .....	95
<b>Figura 38:</b> Posición del eslabón número 1 con respecto al eje Z .....	96
<b>Figura 39:</b> Velocidad del eslabón número 1 con respecto al eje X .....	96
<b>Figura 40:</b> Velocidad del eslabón número 1 con respecto al eje Z.....	97
<b>Figura 41:</b> Aceleración del eslabón número 1 con respecto al eje X .....	97
<b>Figura 42:</b> Aceleración del eslabón número 1 con respecto al eje Y .....	98
<b>Figura 43:</b> Aceleración del eslabón número 1 con respecto al eje Z.....	98
<b>Figura 44:</b> Velocidad Angular del eslabón número 1 con respecto al eje Y .....	99
<b>Figura 45:</b> Angulo reflejado en el eslabón número 1 .....	99
<b>Figura 46:</b> Posición del eslabón número 2 con respecto al eje X .....	100
<b>Figura 47:</b> Posición del eslabón número 2 con respecto al eje Z .....	100
<b>Figura 48:</b> Velocidad del eslabón número 2 con respecto al eje X .....	101
<b>Figura 49:</b> Velocidad del eslabón número 2 con respecto al eje Z.....	101
<b>Figura 50:</b> Aceleración del eslabón número 2 con respecto al eje X .....	102
<b>Figura 51:</b> Aceleración del eslabón número 2 con respecto al eje Z.....	102
<b>Figura 52:</b> Velocidad Angular del eslabón número 2 con respecto al eje Y .....	103
<b>Figura 53:</b> Angulo reflejado en el eslabón número 2 .....	103
<b>Figura 54:</b> Posición del eslabón número 3 con respecto al eje X.....	104
<b>Figura 55:</b> Posición del eslabón número 3 con respecto al eje Z .....	104
<b>Figura 56:</b> Velocidad del eslabón número 3 con respecto al eje X .....	105
<b>Figura 57:</b> Velocidad del eslabón número 3 con respecto al eje Z.....	105
<b>Figura 58:</b> Aceleración del eslabón número 3 con respecto al eje X .....	106
<b>Figura 59:</b> Aceleración del eslabón número 3 con respecto al eje Z.....	106

<b>Figura 60:</b> Velocidad Angular del eslabón número 2 con respecto al eje Y .....	107
<b>Figura 61:</b> Angulo reflejado en el eslabón número 2 .....	107
<b>Figura 62:</b> Velocidad Angular del Engranaje Conducido con respecto al eje Y .....	108
<b>Figura 63:</b> Velocidad Angular del Engranaje Conductor con respecto al eje Y .....	109
<b>Figura 64:</b> Croquis modelado en el software CAD .....	110
<b>Figura 65:</b> Comando de extrusión en el software CAD.....	111
<b>Figura 66:</b> Ensamblaje estructurado en el software de diseño CAD .....	111
<b>Figura 67:</b> D.C.L. Fuerzas y Centros de Masa .....	112
<b>Figura 68:</b> Torque del motor a lo largo del eje Y .....	114
<b>Figura 69:</b> Fuerza en el eje X de la articulación entre eslabones 1 y 2 .....	114
<b>Figura 70:</b> Fuerza en el eje Z de la articulación entre eslabones 1 y 2 .....	115
<b>Figura 71:</b> Fuerza en el eje X de la articulación entre eslabones 2 y 3 .....	115
<b>Figura 72:</b> Fuerza en el eje Z de la articulación entre eslabones 2 y 3 .....	116
<b>Figura 73:</b> Velocidad angular en el eje Y del engranaje Conducido .....	116
<b>Figura 74:</b> Velocidad angular en el eje Y del engranaje Conductor.....	117
<b>Figura 75:</b> Deformación del resorte con respecto al sistema de pinza .....	117
<b>Figura 76:</b> Vista de sección del eslabón 1 .....	118
<b>Figura 77:</b> Área parcial del eslabón 1 .....	118
<b>Figura 78:</b> Eje Neutro de la sección transversal en el eslabón 1 .....	119
<b>Figura 79:</b> Representación de la fuerza en la sección transversal del eslabón .....	120

## INDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1:</b> Descripción de los componentes implicados en el modelo de ventilación mecánica. ..	30
<b>Tabla 2:</b> Sistema de comparación por pares para 4 alternativas de solución.....	77
<b>Tabla 3:</b> Matriz Q.F.D.....	79
<b>Tabla 4:</b> Matriz de decisión de Robert L. Norton para los sistemas mecánicos propuestos.....	80
<b>Tabla 5:</b> Tabla de masas, centros de masa, ejes y momentos de Inercia .....	112

## INTRODUCCIÓN

El siguiente trabajo parte de las estrategias y planteamientos desarrolladas en la asignatura de Maestría (MTIAE) de procesos cognitivos, impartida como opción complementaria para el desarrollo del trabajo de grado de la Licenciatura en Diseño Tecnológico ofrecida por la Universidad Pedagógica Nacional. Partiendo de las reflexiones planteadas en dicha asignatura, buscamos suplir la carencia de equipos médicos a través del diseño de un modelo neumático mecánico de ventilación para pacientes con dificultades respiratorias, como alternativa de apoyo a la problemática de salud pública que se extiende a lo largo del territorio nacional y que está asociada principalmente a la crisis sanitaria generada por la pandemia del COVID-19.

Planteamos dicho modelo, ya que, dentro de los síntomas más evidentes, encontramos aquellos donde se presenta falta de aire o dificultad para respirar, lo que pone como prioridad, en casos de mayor gravedad, la intervención de equipos de ventilación mecánica principalmente en personas adultas.

Es así como describimos el funcionamiento del sistema respiratorio y partiendo de sus particularidades, hacemos una fundamentación respecto a los parámetros de funcionamiento característicos en un ventilador mecánico, tales como sus componentes y configuración de los modos de ventilación, del mismo modo, describimos los atributos generales del resucitador manual por sus siglas en inglés AMBU, que se asocia de manera directa con el diseño planteado.

En algunos de los apartados describimos la metodología de diseño, en la cual, se involucran los pasos a seguir para determinar una solución asociada al problema que se formula, en dicho caso, el desarrollo de un módulo de ventilación mecánica para pacientes adultos con dificultades respiratorias, partiendo del factor de ponderación entre los diseños y vinculando

criterios de evaluación como materiales empleados, peso, eficiencia, costo, tamaño, resistencia entre otros.

Finalmente, presentamos el diseño del módulo de ventilación mecánica que especifica las propiedades de sección de uno de los eslabones del sistema mecánico empleado. De igual manera, el análisis cinemático y dinámico del prototipo, partiendo de la simulación en el software MSC Adams View, que refleja principalmente un análisis gráfico de posiciones, velocidades, aceleraciones, fuerzas y torques asociados al sistema mecánico de pinzas.

## **1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA**

### **1.1 Descripción del problema**

La emergencia sanitaria causada por el SARS-CoV-2, ha prendido las alarmas en el mundo y en lo que a salud respiratoria respecta, limitando las posibilidades de atención derivadas del alto nivel de contagio, y las limitadas Unidades de Cuidados Intensivos con respiradores artificiales activos para mitigar esta crisis mundial. Según datos suministrados por el instituto Nacional de salud en Colombia, el número de personas que acuden a centros hospitalarios en búsqueda de atención va en aumento y así seguirá al menos hasta encontrar una vacuna efectiva o solución a largo plazo.

Es por esta razón que, ante dicha situación, las salas UCI presentan un alto nivel de ocupación en el territorio nacional, lo que deja en evidencia una grave situación para la salud pública, descubre que estas no tienen los suficientes sistemas técnicos y equipos necesarios para la atención especializada, especialmente un respirador que como la ciencia médica indica es el

equipo que permite en estos momentos, suplir las problemáticas surgidas a nivel respiratorio para la recuperación de la salud.

Por tanto, a partir de dicha situación de emergencia, que se ha dado a conocer en los diferentes medios de comunicación a nivel nacional e internacional, se ha considerado realizar un aporte a partir de los conocimientos implicados a lo largo de la licenciatura, teniendo en cuenta los aportes de carácter tecnológico y pedagógico, para ayudar a asistir a los pacientes con problema respiratorios, derivados principalmente del contagio de COVID-19, que permitan encaminar una propuesta que pueda dar paso a suplir en la red hospitalaria, la atención a pacientes de manera oportuna, digna en la recuperación de la salud.

También; al abordar el problema se plantean los siguientes ítems que abordan con total claridad el planteamiento que expresamos en anteriores párrafos.

- En la actualidad en el contexto colombiano se presenta una fuerte demanda en la red hospitalaria, que ponen en evidencia la necesidad de reforzar los sistemas que permitan atender a los pacientes con algún tipo de morbilidad asociada ya sea respiratoria o que requieran la implementación de una fuente que facilite suplir la necesidad que se esté presentando.
- El sistema respiratorio está formado por órganos cuyo propósito es intercambiar gases con el medio ambiente, por tal razón, cuando un paciente presenta problemas respiratorios tiene dificultad para realizar los procesos de inhalación y exhalación, lo que hace necesaria la implementación de un sistema mecánico encaminado a ser complemento en el desarrollo de dichos procesos respiratorios.

## **1.2 Delimitación del Problema**

El desarrollo del respirador mecánico implica la utilización de sistemas cuyo propósito es simular la función y movimiento del sistema respiratorio, a través de los procesos de abertura y cierre que son desarrollados a partir de la presión sobre una bolsa **AMBU** (Airway Mask Bag Unit), contribuyendo como suplemento a la cantidad de aire que circula por medio de un sistema de válvulas, que luego llegará al paciente como una mezcla filtrada de aire y oxígeno.

Por lo anterior nuestro prototipo de ventilación mecánica se formula a partir las características implicadas en la metodología de diseño expresada en el modelo de Bruno Munari, quien asocia una estructura que tiene como fin último plantear soluciones o resultados, en este caso la simulación de un prototipo funcional de ventilación mecánica para pacientes con deficiencias respiratorias.

## **1.3 Hipótesis**

La incidencia del SARS-CoV-2 (COVID 19) activo en Colombia, hace que exista una alta cifra de contagiados, que conlleva a la saturación de los sistemas hospitalarios, ya que estos en la actualidad no cuentan con los elementos necesarios para la atención adecuada de los pacientes.

Dicho tratamiento no se realiza debido a dos razones: en primer lugar, la falta de capacitación y escasas de personal médico y, en segundo lugar, la infraestructura hospitalaria deficiente, esto debido a que en estos momentos ningún centro hospitalario del país cuenta con una operación que garantice el tratamiento efectivo de los pacientes COVID.

## **1.4 Justificación**

Partiendo en principio de la emergencia asociada a la crisis sanitaria generada por la pandemia del COVID-19, se han evidenciado diversas problemáticas en el sistema de salud colombiano, ya que muchos hospitales se encuentran con saturación de camas UCI, lo que demuestra una incapacidad para afrontar dicha crisis. Dentro de esta problemática, cabe mencionar la poca preparación del personal demostrada por el sistema de salud colombiano en cuanto a este tipo de emergencias, debido a que no se tiene un tratamiento especializado para mitigar el impacto de este virus en los pacientes, puesto que en algunos casos, varias de las zonas tanto rurales como urbanas, no cuentan con los equipos o medicamentos necesarios para realizar un tratamiento y sin ser esto suficiente, en algunos de los centros hospitalarios; no se cuenta con la dotación necesaria para el personal que realiza el tratamiento a los pacientes que adquieren este virus, altamente contagioso y nocivo para la salud.

Por lo anterior, se considera importante formular un prototipo de ventilación mecánica, cuyo propósito contribuiría a la disminución del impacto generado tanto por las enfermedades respiratorias agudas, como por la pandemia del COVID-19.

Dicho prototipo se plantea, con el fin de brindar elementos que permitan la elaboración de un ventilador mecánico de bajo costo, no solo teniendo en cuenta el diseño 3D del modelo, sino que además se complementa con la estructura sistemática de su funcionamiento.

Debido a que actualmente no se cuenta con los suficientes equipos de tratamiento de pacientes en las UCI (Unidades de Cuidados Intensivos) de los centros hospitalarios en Colombia, este trabajo busca la generación de estrategias que permitan patentar la construcción de ventiladores mecánicos de bajo costo, a partir de un modelo de base, sus características de fabricación y funcionamiento.



Al mismo tiempo, cabe señalar las contribuciones que se realizan no solo para el diseño de un prototipo, sino también las que se vinculan a posibles estrategias de análisis, que faciliten la implementación de la ventilación mecánica, tanto en el personal capacitado para realizar esta operación como en el de sus acompañantes, siendo esto último una guía que les permita ser aptos para el empleo de estos prototipos en atención domiciliaria, partiendo del sobrecupo en la ocupación de las UCI a lo largo del territorio nacional.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo general**

Proponer un prototipo de módulo de ventilación mecánica, dirigido a pacientes adultos que presentan dificultades respiratorias vinculadas mayoritariamente al contagio de COVID-19, que posibilite suplir la carencia de estos dispositivos en algunos de los hospitales ubicados en puntos críticos de la ciudad de Bogotá.

### **2.2 Objetivos específicos**

- Analizar las variables médicas y tecnológicas, asociadas al funcionamiento de un ventilador mecánico.
- Desarrollar un análisis cinemático de un módulo neumático-mecánico asociado al funcionamiento de un ventilador mecánico.
- Desarrollar un Análisis cinético de un módulo neumático-mecánico asociado al funcionamiento de un ventilador mecánico.

- Representar gráficamente y simular a partir de un software CAD el modo de ventilación mecánico planteado.

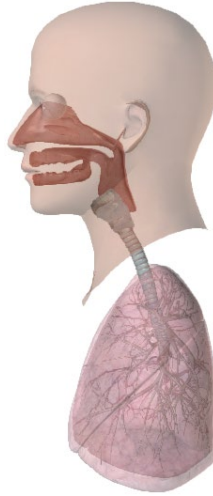
### **3. MARCO TEÓRICO**

#### **3.1 Características del sistema respiratorio**

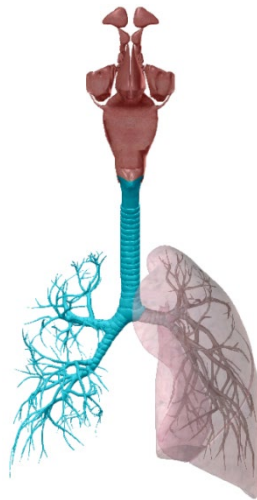
Antes de la realización de la operación de ventilación mecánica, es necesario reconocer las características y las principales funciones del sistema respiratorio, ya que es fundamental para la salud del ser humano, debido a que cumple funciones de carácter vital como lo son, la oxigenación de la sangre y el intercambio de gases (Chambergo-Ruiz, 2017).

##### **3.1.1 Vía aérea**

La vía aérea del sistema respiratorio se constituye de dos partes, la vía aérea superior que está compuesta por nariz, cavidad oral y la faringe que a su vez se divide en tres partes, nasofaringe, orofaringe e hipofaringe (Figura 1) y la inferior que se conforma de la laringe, la tráquea y el árbol bronquial (Figura 2) (Chambergo-Ruiz, 2017).



**Figura 1:**  
Vía aérea pulmonar superior  
Tomado de: Human Anatomy Atlas 2020



**Figura 2:**  
Vía aérea pulmonar inferior  
Tomado de: Human Anatomy Atlas 2020

### 3.2 Procesos de la respiración

- Ventilación pulmonar.
- Intercambio de gases.
- Transporte de gases.
- Regulación de la respiración.

### **3.2.1 Ventilación pulmonar**

Este término, tiene relación con el proceso de respiración en el cual, el aire inspirado es llevado a los alveolos, por consiguiente, existe una actividad muscular que es la encargada de cambiar los volúmenes pulmonares, conllevando a que exista los procesos de inspiración y espiración.

De esta manera la inspiración se encarga de que se contraigan tanto el diafragma, como los músculos intercostales, es así como este proceso permite la entrada de aire a los pulmones, por esta razón, el proceso de espiración permite la relajación de los músculos, y es la encargada de la salida del aire, de los pulmones.

### **3.2.2 Intercambio gaseoso**

Este proceso ocurre gracias a la difusión, la cual consiste en el desplazamiento de moléculas, desde la parte donde existe una mayor concentración hacia donde no la hay. El oxígeno se transporta en la sangre a través de la molécula de nombre hemoglobina, es inhalado llega a los alveolos, y luego se produce el proceso de espiración (Chambergo-Ruiz, 2017).

### **3.2.3 Transporte de gases**

Este proceso ocurre gracias al oxígeno y al dióxido de carbono, en una primera parte se transporta por el corriente sanguíneo, unido a la hemoglobina y disuelto en el plasma, este contenido de oxígeno en la sangre es una combinación de los dos nombrados. El dióxido de carbono se transporta diluido en el plasma, unido a la hemoglobina (Chambergo-Ruiz, 2017).

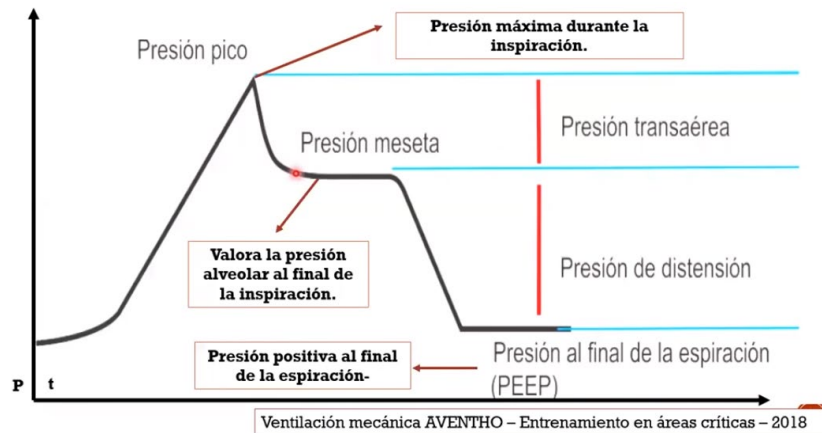
### **3.2.4 Regulación de la respiración.**

Para este proceso, es necesario que se mantengan las presiones normales tanto de oxígeno como de dióxido de carbono, el centro de control respiratorio se encuentra ubicado en el tronco encefálico, permite controlar la función de los músculos tanto de inhalación y los de espiración, esta información es detallada a través de las acciones que provienen del organismo, es decir cambios en las oscilaciones arteriales, aumentos o disminuciones en la frecuencia respiratoria entre otros (Chambergo-Ruiz, 2017).

### **3.3 Ventilación mecánica**

Es conocida como el procedimiento de respiración artificial, donde se utiliza un sistema el cual permite suplir la función respiratoria de las personas, lo cual no es logrado por sí misma, mejorando el proceso de oxigenación, y pueda lograr estabilizar la mecánica pulmonar, Un ventilador mecánico es un generador de presión positiva, supliendo las fases del ciclo respiratorio, lo cual permite el intercambio gaseoso, de igual manera disminuir el trabajo respiratorio.

Según (Chambergo-Ruiz, 2017) existen dos tipos de ventilación mecánica, Invasiva y no invasiva, en la primera se utiliza un tubo endotraqueal, procedimiento mediante el cual se utiliza una sonda en la tráquea para abrir la vía respiratoria con la finalidad de suministrarle la adecuada demanda de oxígeno, en el segundo tipo de ventilación, se utilizan medio artificiales, lo cual con lleva a que no se realice una intubación endotraqueal , lo cual permite reducir algunas implicaciones por parte del paciente, de igual manera los costos.



**Figura 3:**  
 Grafica de presión sobre tiempo  
 Tomado de: “Ventilación Mecánica Básica para no Expertos <https://youtu.be/NCy0Z557e3M>”

En la figura 3 se muestra el momento de programar la PEEP (Presión Positiva al final de la Espiración) en las distintas fases de inspiración y espiración, al momento de implicar la PEEP durante la ventilación mecánica, esta no debe llegar a un valor de cero debido a que mantiene los alveolos reclutados, durante toda la fase de la mecánica respiratoria, esto ya que los pacientes con COVID-19 tienden a sufrir un colapso alveolar (Teleducacion Facultad de Medicina Universidad de Antioquia, 2020)

Para la programación inicial de la PEEP en pacientes con COVID-19, se tiene en cuenta un valor de 5 a 8cmH<sub>2</sub>O (centímetros de agua) estos valores son los recomendados debido a que, si no se cuenta con la capacidad de manejo adecuado, esto puede llegar a generar en el paciente una inestabilidad hemodinámica.

(Teleducacion Facultad de Medicina Universidad de Antioquia, 2020)

### 3.3.1 Componentes de un ventilador mecánico

- **Panel de programación:** es el encargado de establecer los modos de la ventilación y de la oxigenación que requiere el paciente que se está tratando, por consiguiente, se utilizan

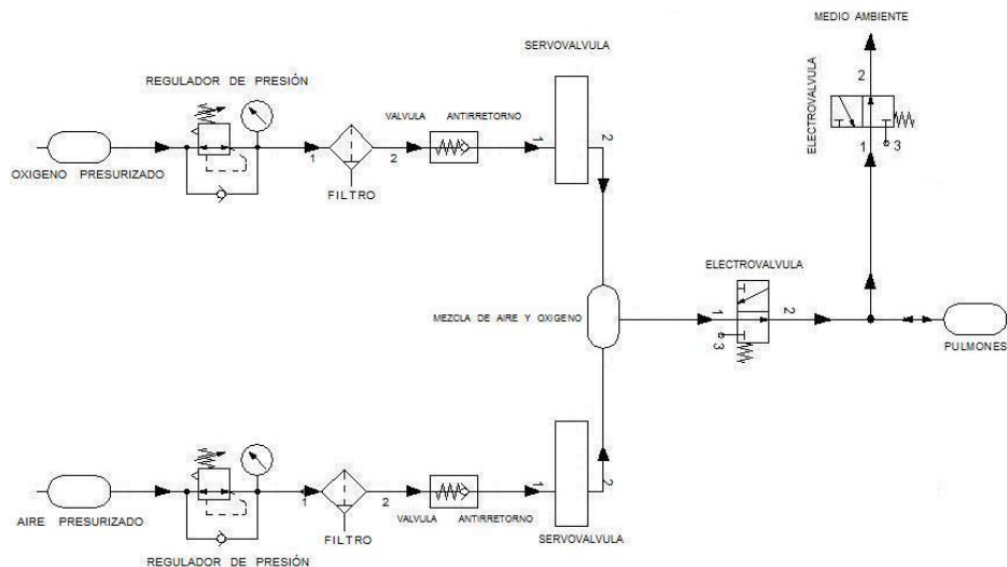
indicadores establecidos los cuales ofrecen los cambios que se están presentando, es decir cierto tipo de información física como lo es la presión en la vía aérea, flujo de volumen inspirado etc. Lo anterior permite que sean programables, de igual manera informar si algo no está bien

- **Sistema electrónico:** este sistema permite el control de varias funciones del respirador, como lo son: conversión analógica, memorización.
- **Sistema neumático:** Este componente permite que exista la mezcla entre el aire y el oxígeno, de igual manera el control del flujo durante la inspiración y espiración, también que exista una coordinación entre el volumen del aire y así poder medir las presiones del paciente
- **Suministro electrónico:** componente el cual está compuesto ya sea por una batería, una conexión a fuente de voltaje de 110/120 voltios, de igual manera se debe tener en cuenta si es corriente alterna o continua.
- **Suministro de gases:** compuesto por aire y oxígeno y gases medicinales los cuales van a ser inspirados por el paciente
- **Circuito del paciente:** se debe tener en cuenta la forma en que se conecta al paciente con el equipo, este circuito contara con dos divisiones, una inspiratoria y otra espiratoria, de igual manera características definidas por los fabricantes, nombrando algunas se puede encontrar: filtros, sistemas de humidificación, longitud determinada entre otros  
(Blog Tecnomedicina, 2011).

### 3.3.2 Funcionamiento básico del ventilador mecánico

En primer lugar, el aire y el oxígeno entran al respirador a través de un sistema neumático, donde se encuentra un regulador de presión, seguido de esto se encuentra un microprocesador, el cual es el encargado de definir cómo será el orden del flujo, existe una válvula de seguridad encargada de disminuir la presión y si se presenta un apagón en el respirador, asegurar la entrada de aire ambiente. De esta manera una válvula unidireccional impedirá que el aire exhalado vuelva al círculo inspiratorio. Cuando finaliza la inspiración comúnmente se dice que el respirador a ciclado, abriéndose la válvula inspiratoria, pasando los gases por un filtro, un sensor de flujo midiendo el volumen de gas exhalado (Blog Tecnomedicina, 2011).

### 3.3.3 Configuración del sistema de acondicionamiento de gases



**Figura 4:** Configuración de potencia neumática para ventilación mecánica  
Tomado de: Diseño Mecánico y validación del sistema de sensado de un ventilador mecánico para terapia intensiva (Canales, L. 2009) Pagina 17



Dentro de este sistema, (figura 4) se encuentran dos entradas, que están asociadas al paso de aire y oxígeno presurizado, de acuerdo con el nivel requerido por el paciente que a su vez cuenta con un mecanismo regulador de presión que se encarga de controlar los niveles de presión de entrada y salida que están asociados a la presión pico, consta de un manómetro de presión y una válvula antirretorno. Además, cuenta con un filtro el cual se encarga de quitar las impurezas reflejadas en el aire, una válvula antirretorno que permite que el flujo del aire circule en una sola dirección que es determinada por el operador, una servoválvula la cual permite regular una cantidad determinada de aire y oxígeno (Canales, 2009).

Luego de emplear esta serie de elementos esto se deriva en la mezcla de aire y oxígeno de acuerdo con la cantidad determinada por el operador, esta mezcla es regulada por electroválvulas 3/2 las cuales permiten que pase o no pase el flujo mediante corriente eléctrica, antes de ser enviada al paciente de acuerdo con la relación de inspiración-espriación (Canales, 2009).

### **3.3.4 Parámetros de la ventilación mecánica**

La ventilación mecánica se utiliza cuando el paciente presenta patologías respiratorias graves y neuromusculares, lo anterior se puede evidenciar cuando el enfermo presenta altos niveles  $\text{CO}_2$  en la sangre o niveles de oxigenación bajos, además de esto es necesario considerar parámetros como lo son la PEEP (presión al final de la espriación),  $\text{FiO}_2$  (fracción inspirada de oxígeno),  $V_t$  (Volumen corriente o Tidal),  $T_i$  (Tiempo inspiratorio) y  $F_r$  (Frecuencia respiratoria).

En concordancia con los aspectos nombrados y de acuerdo con (Teleducación Facultad de Medicina Universidad de Antioquia, 2020), los pasos para iniciar una ventilación mecánica según la Sección de Anestesiología y Reanimación de la Facultad de Medicina Universidad de Antioquia deben ser los siguientes:

- **Paso 1:** Encender el ventilador y escoger el modo ventilatorio, a partir de una interfaz para seleccionar el modo, Control por volumen (adaptable), Control por presión (bifásico) y ventilación inteligente.

De acuerdo con los criterios recomendados por los expertos es necesario que en caso de no contar con la experiencia necesaria para la activación del ventilador se escoja un modo ventilatorio que facilite el manejo y la operación, de acuerdo con las necesidades del paciente, en este caso el modo ventilatorio recomendado, sería la ventilación mandatoria continua: (CMV) Por presión o volumen.

- **Paso 2:** Seleccionar volumen corriente (Tidal)  $V_t$  el cual se define como la cantidad de aire desplazada en (ml) a lo largo de la inhalación y exhalación, este se indica teniendo en cuenta la altura del paciente y su peso en kilogramos y se promedia, basado en los estándares parametrizados por la ARDSNET.

Volumen corriente: 6ml/Kg ([http://www.ardsnet.org/files/pbwtables\\_2005-02-02.pdf](http://www.ardsnet.org/files/pbwtables_2005-02-02.pdf))

- **Paso 3:** Programación de PEEP (Presión positiva al final de la espiración) la presión nunca llega a cero, esta PEEP es importante para pacientes con COVID-19, debido a que va a permitir mantener todos los alveolos reclutados durante toda la mecánica respiratoria y mantiene un intercambio gaseoso. Se sube la PEEP de manera progresiva de acuerdo con los requerimientos del paciente. En caso de no contar con la experiencia necesaria

para la regulación de la presión en el paciente los valores recomendados oscilan entre 5 a 8 cmH<sub>2</sub>O implicando la presión pico a partir de estos valores.

- **Paso 4:** Programar la relación inspiración: espiración, FiO<sub>2</sub> la cual se debe regular a partir del 60% y debe evitar llegar a un 100% y luego de esto se programa la frecuencia respiratoria recomendada en un intervalo de 15 rpm.
- **Paso 5:** Modificar el volumen corriente según presión Pico 14 cmH<sub>2</sub>O < 35 cmH<sub>2</sub>O y la presión meseta < 35 cmH<sub>2</sub>O y la saturación de oxígeno SaO<sub>2</sub> %.
- (Teleducacion Facultad de Medicina Universidad de Antioquia, 2020)

### **3.4 Bolsa AMBU**

La bolsa AMBU, resucitador manual o balón autoinflable se conecta a una válvula unidireccional la cual es la encargada de cerrar el paso de un fluido, esta se conecta con un tubo endotraqueal, el cual se utiliza para introducir el aire en la vía aérea de los pacientes, de igual manera este sistema dispone de una conexión a una fuente de oxígeno Además las bolsas AMBU cuentan con unas especificaciones técnicas dependiendo el tipo de paciente es decir para prematuros, neonatos y adultos estos datos son tomados de acuerdo con la ficha técnica que se suministra en la página de suministros médicos MEDICAR (MEDICAR Equipos Medicos Ltda, 2021).

#### **3.4.1 Especificaciones Técnicas para un adulto**

- Volumen 1475 ml. – volumen Tidal de 700 ml.
- Dimensiones (largo x diámetro) 291 mm x 128 mm (11.45 pulg. x 5 pulg.). – el volumen de la bolsa del depósito de oxígeno es de aproximadamente 2600 ml.

- Conector del paciente: exterior 22 mm (iso) interior 15 mm ( iso)
- Conector espiratorio (para válvula PEEP): 30 mm macho (iso).
- Temperatura de funcionamiento: -18 C° a 50 C° (-4 F° a 122 F°) con una humedad entre 15% y 95%.
- Temperatura de almacenamiento: -40 C° a 60 C° (-40 F° a 140 F°) con una humedad entre 40% y 95%.
- Válvula limitadora de presión a 40 cmH<sub>2</sub>O con tapa de anulación.
- Válvula de paciente con válvula limitadora de presión
- Bolsa reservorio de O<sub>2</sub> (usos limitados)
- Mascarilla de silicona no. 5 (usos limitados) (MEDICAR Equipos Medicos Ltda, 2021).

### **3.5 ANTECEDENTES**

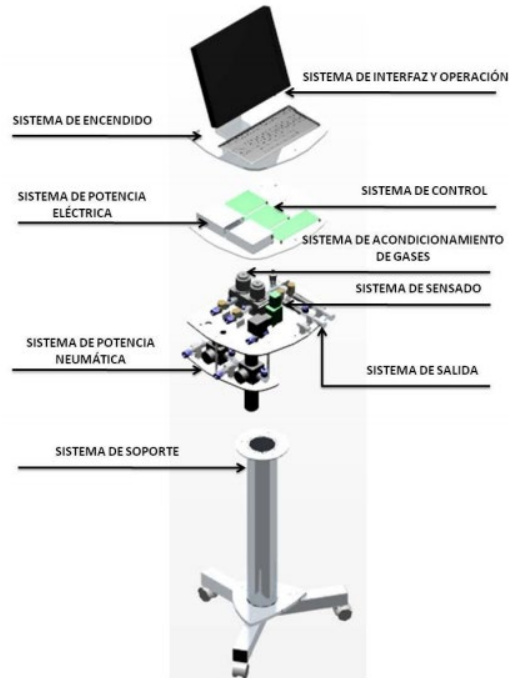
En esta sección, se realiza una recopilación de los diseños propuestos de ventilación mecánica existentes, ya sea a partir de proyectos de investigación, proyectos de grado, patentes, entre otros. De igual manera se tienen en cuenta las modalidades de ventilación mecánica, se evidencia el desarrollo de modelos de ventiladores dependiendo el uso de estos, asociando los problemas de salud que presente el paciente.

**[1] Diseño Mecánico y validación del sistema de sensado de un ventilador mecánico para terapia intensiva (2009). Autor Luis Alberto Canales Mesa. Tesis Ingeniería Mecatrónica UNAM. URL: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/1076>**

El autor de este trabajo establece los siguientes objetivos: (1) 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 (Canales, 2009).

### **Resumen**

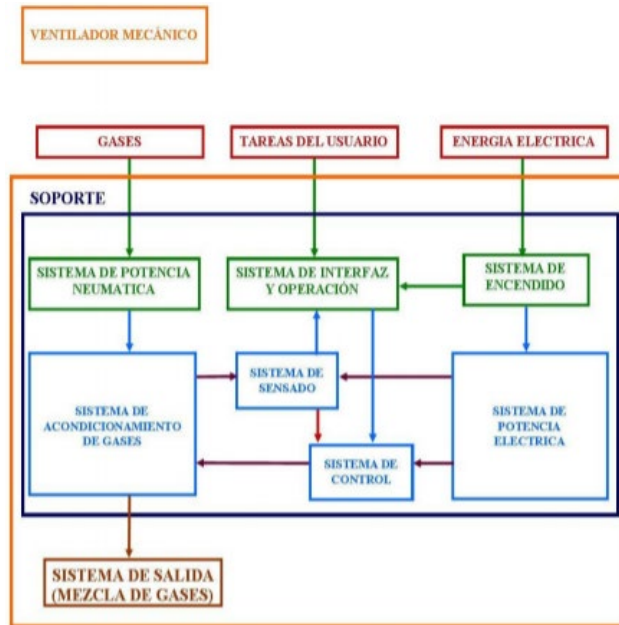
De acuerdo con (Canales, 2009), se implican para este trabajo parámetros y requerimientos asociados al diseño y construcción de un ventilador mecánico, estableciendo el funcionamiento de este a partir de seis sistemas: *el sistema de potencia eléctrica, sistema de potencia neumática, sistema de control, sistema de sensado, el sistema de salida y un sistema de interfaz y operación.*



**Figura 5:** Arreglo General del Ventilador Mecánico

Tomado de: Diseño Mecánico y validación del sistema de sensado de un ventilador mecánico para terapia intensiva (Canales, L. 2009) Pagina 35

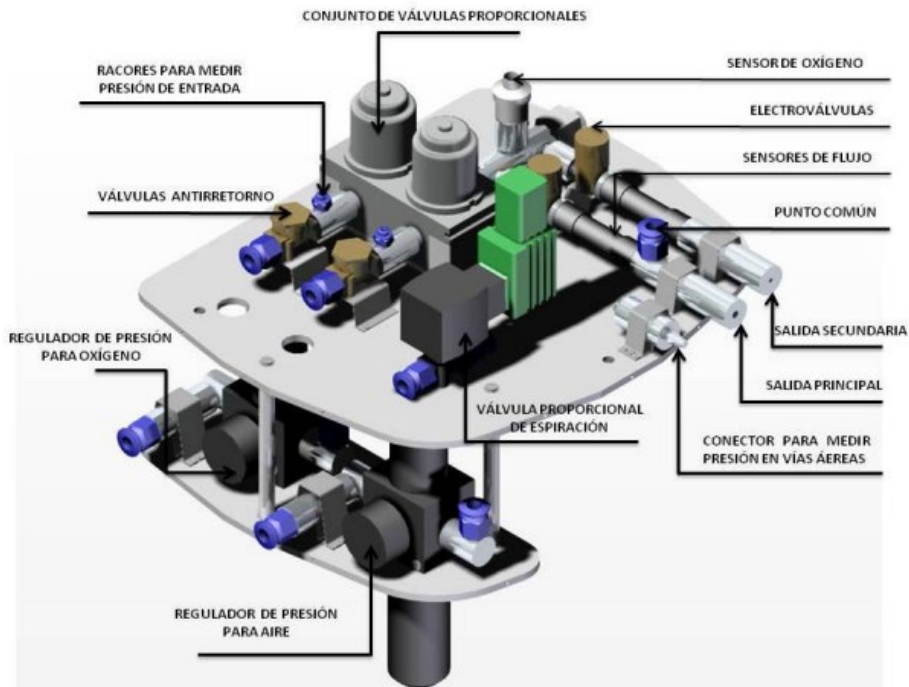
Por lo anterior, se establece un sistema de acondicionamiento de gases, teniendo en cuenta elementos como la regulación, la mezcla, la filtración y las alarmas que se pudieran generar en dichas funciones. Dichos sistemas son pensados y generados partiendo de una serie de cálculos necesarios al momento de relacionar el funcionamiento del respirador mecánico y por consiguiente de las piezas implicadas en el proceso de ensamble (figura 5).




**Figura 6:** Conexión entre sistemas involucrados en la ventilación mecánica.  
 Tomado de: Diseño Mecánico y validación del sistema de sensado de un ventilador mecánico para terapia intensiva  
 (Canales, L. 2009) Pagina 13

Dentro de la figura 6 se establecen 3 bloques, en un primer bloque se enuncian los gases involucrados en el ventilador mecánico (aire y oxígeno) los cuales según (Canales, 2009) entrarán al ventilador por medio de un sistema de potencia neumática, que recibe los gases presurizados luego de la recepción de estos gases se establece un sistema de acondicionamiento en el que estos gases serán llevados a las condiciones planteadas en el sistema de control una vez se realiza esta función los gases saldrán del ventilador a través del sistema de salida en el cual se proporciona una mezcla de gases de acuerdo con los requerimientos del paciente.

Se destacan los componentes que hacen posible el funcionamiento del ventilador mecánico los cuales están asociados a los sistemas de sensado y acondicionamiento de gases, en el diseño se implican los componentes ya existentes basados en los requerimientos de la ventilación mecánica (Canales, 2009).



**Figura 7:** Sistema de potencia neumática, acondicionamiento de gases y sensado.  
 Tomado de: Diseño Mecánico y validación del sistema de sensado de un ventilador mecánico para terapia intensiva  
 (Canales, L. 2009) Pagina 34

COMPONENTE	DESCRIPCIÓN	DETALLE
 <p><b>Regulador de Presión</b></p>	<p>Este dispositivo cumple la función de ajustar la presión de entrada a una presión menor de salida y filtra las partículas que pueden venir concentradas en los gases de entrada.</p>	<p>Se incluye este componente dentro del sistema de acondicionamiento de gases del respirador mecánico.</p>



## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

 <p><b>Válvula Antirretorno</b></p>	<p>Este componente obliga a que el flujo de gases sea en una sola dirección.</p>	<p>Este dispositivo cumple con la función requerida dentro del sistema de acondicionamiento de gases</p>
 <p><b>Conjunto de Servoválvulas</b></p>	<p>Tienen como propósito dejar fluir los gases en función de la apertura de un actuador, cuenta con dos entradas las cuales pueden controlar cada uno de los gases involucrados en la ventilación mecánica.</p>	<p>Estas válvulas son parte fundamental del sistema de acondicionamiento ya que permiten el control de estos en el paso por dos entradas.</p>
 <p><b>Electroválvula ON-OFF</b></p>	<p>Con base en un voltaje aplicado de 10 voltios la electroválvula entra en un estado de apertura el cual permite el flujo de gases dentro del VM.</p>	<p>Esta junto con otras válvulas permiten la regulación del flujo de gases dentro del sistema del VM</p>
 <p><b>Válvula proporcional</b></p>	<p>Opera en un rango de 0 a 10 voltios teniendo en cuenta un funcionamiento similar al de las válvulas proporcionales.</p>	<p>Se incluye este componente dentro del sistema de acondicionamiento de gases del respirador mecánico.</p>

 <p><b>Sensor de presión</b></p>	<p>Este sensor se utiliza para medir la presión en las vías aéreas, cuenta con una sensibilidad de 0,267 voltios por cada Psi y es alimentado con 5 voltios.</p>	
 <p><b>Sensor de oxígeno</b></p>	<p>Este sensor es usado para medir la concentración de oxígeno presente una vez que los gases han pasado por el conjunto de Servoválvulas</p>	
 <p><b>Sensor de Flujo</b></p>	<p>Este sensor se utiliza para medir la magnitud del flujo de la mezcla de gases que serán introducidos al paciente</p>	

**Tabla 1:** Descripción de los componentes implicados en el modelo de ventilación mecánica.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

Teniendo en cuenta una metodología de diseño según (Canales, 2009), se establecen varias etapas las cuales servirán plantear, diseñar, estructurar y validar los diferentes sistemas planteados, así mismo se muestra un panorama que permite establecer pautas para el desarrollo de un sistema de control, basado en la estructura de un respirador mecánico acarreado, las carencias en cuanto a la seguridad e higiene de estos dispositivos.

**[2] Nombre del Trabajo, Autor y Revista o lugar de publicación. URL:**

Diseño de un simulador activo de un pulmón para un respirador mecánico (2016)  
Autores Oscar Rodolfo Cruciani Toti y Judit Grau Clavero. Tesis Ingeniería Mecánica e Ingeniería Electrónica Industrial, Universidad Politécnica de Cataluña. URL:  
<https://upcommons.upc.edu/handle/2117/101793>

Los autores de este trabajo (Cruciani Toti & Grau Clavero, 2016) plantean los siguientes objetivos: (1) Diseñar y fabricar un simulador activo y pasivo de pulmón para simular el funcionamiento de un pulmón en un bebé recién nacido hasta un niño de 3 años; (2) Permitir introducir diferentes parámetros para simular diferentes casos y/o enfermedades, estos parámetros son: el volumen corriente, la compliancia<sup>1</sup>, la resistencia, frecuencia de respiración y la aplicación de pérdidas de aire en la intubación.

**Resumen**

Este proyecto se basa en el diseño y elaboración de un simulador de pulmón mecánico en estado activo y pasivo de un bebé recién nacido hasta un niño de 3 años, teniendo en cuenta las limitaciones implicadas en el campo de la docencia sanitaria. Así mismo establece principios físicos basados en el funcionamiento de este tipo de maquinaria, teniendo en cuenta las enfermedades asociadas a la resistencia y a la compliancia<sup>1</sup> y el análisis de la mecánica pulmonar teniendo en cuenta diversos cálculos.

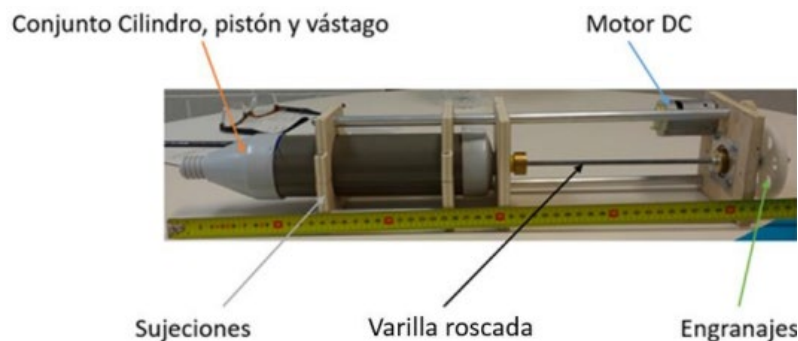
---

<sup>1</sup> Se define a la compliancia, como la magnitud que representa las resistencias elásticas del aparato respiratorio que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. Se determina estimando el cambio de volumen producido por un cambio de presión.

Partiendo de lo anterior, los autores (Cruciani Toti & Grau Clavero, 2016) plantean en un primer momento lo asociado a la elaboración de un diseño base, se identifican los inconvenientes que pueda llegar a acarrear este diseño y posteriormente se procede a realizar el nuevo diseño implicado desde la parte mecánica. Luego de este se implica lo que tiene que ver con el diseño electrónico que va de la mano con el diseño informático, debido a que se relaciona con un modelo controlado por Arduino a partir de una aplicación de Android que se comunica vía bluetooth con el prototipo.

### Diseño Mecánico

Inicialmente se parte de un diseño base el cual se realiza pensando en los componentes que dispone la universidad y visualizando un proyecto de costo reducido, que dispone inicialmente componentes como un motor DC de 12 voltios, varilla roscada, conjunto de cilindro, pistón y vástago, sujeciones asociadas al cilindro y engranajes como se visualiza en la Figura 8 (Cruciani Toti & Grau Clavero, 2016).

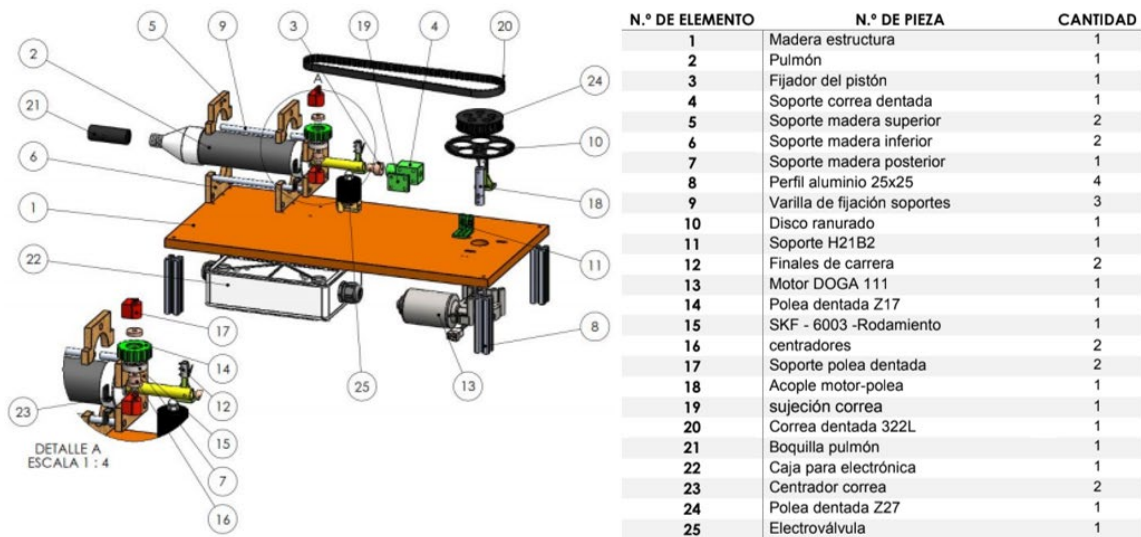


**Figura 8:** Componentes del sistema de base  
Tomado de: Diseño de un simulador activo de un pulmón para un respirador mecánico  
(Cruciani T., Grau J. 2016) Página 50

Luego de plantear el diseño base se realizan las respectivas correcciones teniendo en cuenta las recomendaciones técnicas previstas por el docente asesor y los cálculos asociados a la potencia de transmisión, el torque, los mecanismos de transmisión de energía mecánica y las fuerzas aplicadas.

**Resultados y conclusiones más importantes**

Los autores (Cruciani Toti & Grau Clavero, 2016) tienen en cuenta varios elementos al momento de vincular las capacidades del prototipo realizado, las cuales tienen que ver con simular el comportamiento activo y pasivo de un pulmón, simular las condiciones fisiopatológicas de un pulmón y el control del sistema mediante un dispositivo móvil lo cual se implicaba anteriormente en los objetivos.



**Figura 9:** Vista explosionada del Ensamble final  
 Tomado de: Diseño de un simulador activo de un pulmón para un respirador mecánico  
 (Cruciani T., Grau J. 2016) Página 68

**[3] Nombre del Trabajo, Autor y Revista o lugar de publicación. URL:**

Ventilador Mecánico pulmonar EJÉKAT-V1.0 Descripción de principales funciones de desempeño y funcionamiento (2020). Autor Equipo de Proyecto UFG y Asociados. Universidad Francisco Gavidia. URL: <https://observatoriocovid19.sv/iniciativas.html>

El autor (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020), abarca en este documento como objetivos (1) *“Diseñar y construir un prototipo que permita la ventilación forzada a pacientes pasivos, mediante la automatización de una bolsa de emergencia AMBU, eliminando el error humano al presionar con irregularidad, y reduciendo la fatiga de un paramédico, liberando la estancia obligatoria del mismo durante la terapia”* (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020, pág. 8).

(2) *“Asegurar que estos dispositivos pueden salvar vidas de personas con graves dificultades para respirar, al punto de tener que ser sometidos a respiración artificial, como puede ser el caso para algunos pacientes que padecen de la enfermedad conocida como COVID-19, pero también en otras aplicaciones”* (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020, pág. 8).

**Resumen**

Este documento según los criterios de (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020) se realiza una descripción de un ventilador mecánico pulmonar, desarrollado para brindar asistencia respiratoria a pacientes con deficiencia respiratoria severa incluyendo los pacientes afectados por la pandemia del COVID-19, teniendo en cuenta una serie de parámetros vinculados a la respiración forzada o asistida, esta prototipo es realizado

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

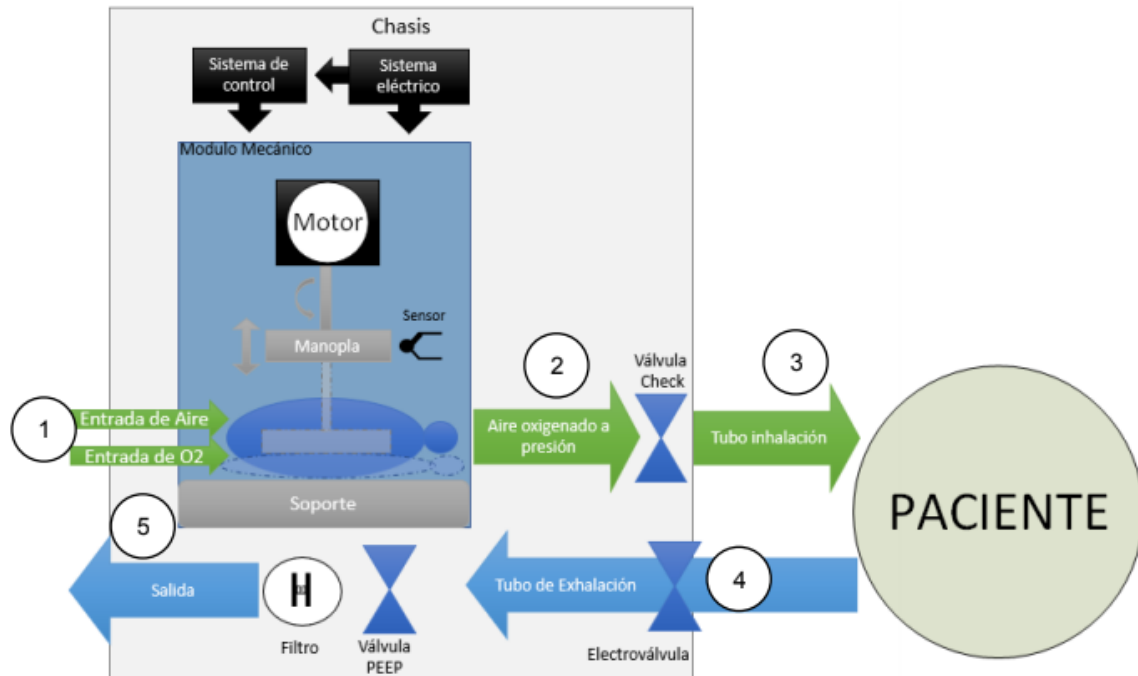
asociando el funcionamiento de las bolsas AMBU las cuales son operadas manualmente por personal médico capacitado para este tipo de casos, por lo cual se sustituye esta función por medio de un actuador electromecánico controlado electrónicamente.

Así mismo, (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020) vinculan los componentes del módulo mecánico teniendo en cuenta el nombre del elemento, la descripción, el tipo de material y la procedencia implicando un total de 13 elementos, ya sea comprados o fabricados e implicando materiales que puedan ser empleados en una unidad médica con los protocolos establecidos por las autoridades de salud.

Basado en lo anterior se realiza el prototipo implicando no solo los elementos requeridos para el funcionamiento, también se realiza un análisis presupuestal, el cual permite reflejar y comparar los costos de fabricación e implementación con los costos de los respiradores que son importados para mitigar el impacto de la pandemia.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

Los autores (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020) del prototipo EJÉKAT destaca entre los resultados obtenidos de la automatización del resucitador manual, lo que se asocia con estructurar un elemento de un costo inferior al de los dispositivos importados, que favorezca la capacidad de atención médica en el Salvador con los recursos disponibles, para garantizar que estos puedan salvar vidas como puede ser las de los pacientes afectados por la enfermedad conocida como COVID-19.



**Figura 10:** Diagrama de funcionamiento del EJÉKAT 1.0  
 Tomado de: Ventilador Mecánico Pulmonar EJÉKAT-V1.0  
 (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020) Página 18

La figura 10 enuncia gráficamente el funcionamiento del respirador mecánico, estas funciones se dividen en 3 módulos según (Equipo de Proyecto UFG y Asociados, 2020), el módulo de control, mecánico y de suministro eléctrico en un primer momento la mezcla de aire y oxígeno ingresa al sistema por medio de un mezclador de gases externo, luego el aire mezclado pasa por la bolsa AMBÚ donde es empujado a presión a través de una válvula check la cual impide el retorno del aire en la misma dirección en un tercer momento el aire a presión pasa por el tubo de inhalación hacia el paciente para que luego el aire exhalado por el paciente pase por una electroválvula que dirige el CO<sub>2</sub> a la salida del sistema, por último el aire es expulsado previo a la filtración del mismo.



**[4] Nombre del Trabajo, Autor y Revista o lugar de publicación. URL:**

Design and Prototyping of a Low-Cost Portable Mechanical Ventilator (2010).

Autor Stephen K. Powelson. Massachusetts Institute of Technology, Department of Mechanical Engineering. URL: <https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/59954>

El autor de este documento (Powelson, 2010) plantea como objetivo varios aspectos vinculados a la creación de este prototipo, los cuales van enfocados a la creación de un prototipo que solvante las necesidades de los pacientes con deficiencias respiratorias, en entornos de escasos recursos, teniendo en cuenta de las características esenciales de un ventilador mecánico.

**Resumen**

Se parte de la tecnología existente y se plantean diversas estrategias viables para bajar el costo de este tipo de maquinaria que constituye un papel fundamental en los problemas asociados a insuficiencias respiratorias (Powelson, 2010). El ventilador logra suplir la función respiratoria a partir de la compresión de una máscara válvula de bolsa convencional, con un brazo de leva pivotante eliminando la función de un operador humano.

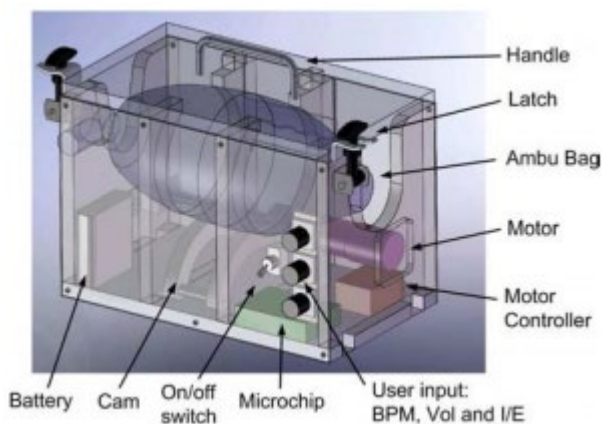
Este proyecto se inicia como parte de la clase de Diseño de Máquinas de Precisión del MIT (Massachusetts Institute of Technology) en la cual se toman en consideración varios aspectos al momento de diseñar y construir el primer prototipo, a partir de un modelo simulado previamente en el software de diseño mecánico SolidWorks, durante el proceso de fabricación se tuvo en cuenta el inconveniente de la operación manual de las mascarás

válvula de bolsa, las cuales requieren de un operador continuamente para apretar la bolsa y esto es causa de una fatiga constante en el operador, por lo que la utilidad de estas mascarás es limitada (Powelson, 2010).

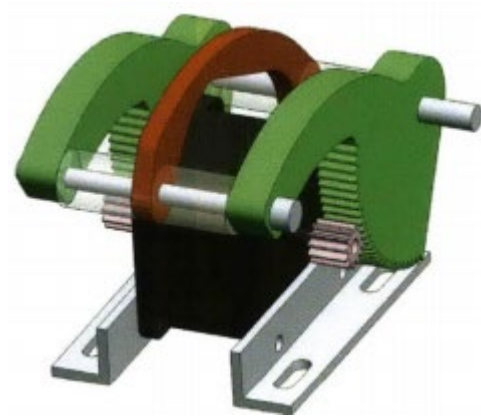
### Funcionamiento

Según (Powelson, 2010) se tienen en cuenta dos modelos, en los cuales se puede denotar el uso de un mecanismo de leva debido al buen uso de la energía, que a su vez deriva en la eficiencia de compresión que permite el movimiento de la bolsa de válvula convencional implementada para suministrar la respiración mediante un sistema de control de acuerdo con la necesidad del paciente.

Basado en esto se procede a diseñar un primer prototipo, el cual se considera poco eficiente en aspectos como el torque que suministra el motor, ya que este no permite que se entregue un volumen adecuado, por lo que en el segundo modelo se implica un motor paso a paso de doble eje, así mismo se plantean cambios en el diseño implicando la conducción de las levas y su radio de curvatura para que este coincida con el de la válvula (Powelson, 2010).



**Figura 12:** Modelado CAD del segundo Prototipo Tomado de: Design and prototyping of a low-cost portable mechanical ventilator (Stephen K. 2010)



**Figura 11:** Modelo del montaje de levas con motor Tomado de: Design and prototyping of a low-cost portable mechanical ventilator (Stephen K. 2010)

### **Resultados y conclusiones más importantes**

Se desarrolla un prototipo mejorado acarreando las funciones de un motor de paso de doble eje, levas con perfiles de engranajes para lograr la compresión adecuada, un sensor de presión que permite un control asistido del dispositivo y una alarma la cual indica la sobre presurización del sistema. El dispositivo requiere de poca potencia por lo que su consumo de energía es leve en comparación con otros dispositivos similares.

### **[5] Nombre del Trabajo, Autor y Revista o lugar de publicación. URL:**

Quick Thinking Turns out Low-Cost Ventilators (Junio 2020). Autor Leslie Mertz. IEEE Pulse, vol. 11, no. 3. URL:

<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=9121830>

En este documento el objetivo que se plantea de acuerdo con (Mertz, 2020), se basa en recopilar diversas ideas para suplir la escasez de ventiladores mecánicos, a causa de la pandemia del COVID-19 que se traduzcan en una respuesta efectiva y que amplíen la cobertura en mayor número, por lo que se destaca el bajo costo de estos modelos.

### **Resumen**

En este artículo el autor (Mertz, 2020) recopila una serie de prototipos de ventiladores mecánicos que se asocian a un bajo costo y a una respuesta rápida para la salvación de vidas y la mitigación del impacto del COVID-19 en Estados Unidos, es por esto que se implica en un primer momento la conversión de una maquina BiPAP no invasiva que se enfoca en el tratamiento de la apnea del sueño, en un ventilador mecánico

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

con la ayuda de un grupo especializado del hospital universitario de North Shore, que a su vez conforma el grupo de Northwell Health.

Posteriormente (Mertz, 2020), implica la necesidad de crear un ventilador de emergencia en la Universidad de Illinois en Urbana-Champaign por lo que en la facultad de ingeniería se plantea un prototipo funcional en menos de dos semanas, el cual consistía en un dispositivo mecánico que se conecta a un suministro de oxígeno, que está presente en la gran mayoría de los hospitales, así mismo con ayuda de dos sensores de presión se da una noción para ventilar adecuadamente al paciente.

Por último, se realiza un enfoque en el diseño de Quadrus Medical Technologies que se basa en el diseño de un ventilador desde cero, básico, efectivo, portátil y económico el cual incluye controles de presión, de volumen y concentración de oxígeno.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

En este caso (Mertz, 2020) realiza un enfoque teniendo en cuenta los proyectos relacionados con COVID-19, basado en esta situación de emergencia se plantean diversas estrategias que obligan al desarrollo de ideas rápidas, pero esto no quiere decir que se realice algo ineficiente, por lo cual es necesario tener varios criterios relevantes en cuenta para poder responder a la necesidad de los trabajadores de la salud.

**[6] Nombre del Trabajo, Autor y Revista o lugar de publicación. URL:**

Design and Study of a Portable High-frequency Ventilator for Clinical Applications (Julio 2019). Autores Shao-Yung Lu; Hau Lin; Hsu-Tah Kuo; Chien-Liang Wu; Wen-Jui Wu; Chao-Hsien Chen; Yu-Te Liao. 41.a Conferencia Internacional Anual de la Sociedad de Ingeniería en Medicina y Biología (EMBC) del IEEE de 2019, Berlín, Alemania URL: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8857805>

En este trabajo (Lu, y otros, 2019) presentan el diseño de un ventilador portátil de alta frecuencia y así mismo se vincula un estudio de practicidad de este, en cuanto a aspectos de aplicaciones clínicas, ya sea mejorar la calidad de la atención médica, la mejora de los servicios de atención medica domiciliaria y para mantener una saturación de oxígeno adecuada en pacientes con lesiones pulmonares.

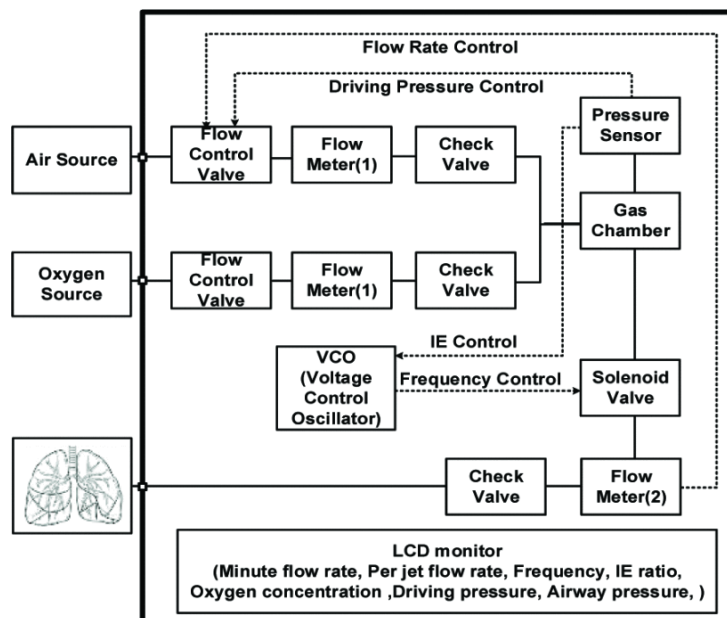
**Resumen**

Como primera medida (Lu, y otros, 2019), realizan un análisis de los equipos existentes asociados a la atención médica y puntualmente se hace énfasis en el uso de los equipos para la atención de pacientes con lesiones pulmonares, por tanto se precisa la utilización de ventiladores mecánicos ya sea a partir de la necesidad que suplen o las diversas falencias que presentan, las cuales tienen impacto en la salud del paciente, como por ejemplo la conducción a una presión inspiratoria máxima que deriva en una lesión pulmonar crónica, el barotrauma pulmonar que afecta el sistema cardiopulmonar causando una degradación en la eficiencia de intercambio de aire.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

Posteriormente (Lu, y otros, 2019) plantean, la comparación entre un sistema de ventilador convencional teniendo en cuenta sus pro y sus contra y se contrasta con el ventilador de alta frecuencia, el cual se destaca por su pequeño volumen de inyección de aire que se traduce en la reducción de las lesiones pulmonares más comunes por el uso constante de este tipo de implementación, así mismo se hace la mención asociada a la dificultad más común para los pacientes que abandonan este tipo de ventiladores que consiste en el desequilibrio entre la ventilación mecánica y el sistema respiratorio del paciente que se ve reflejado en un impacto cardiopulmonar significativo.

Luego de este esquema comparativo se presenta concretamente lo que se basa en la realización del ventilador propuesto implicando inicialmente su arquitectura que consta de controles ajustables para el caudal, la concentración de oxígeno, la presión y el volumen de inyección mediante válvulas electrónicas y una interfaz de control (Figura 13).



**Figura 13:** Arquitectura del ventilador propuesto  
Tomado de: Design and Study of a Portable High-frequency Ventilator for Clinical Applications (Lu, y otros 2019) Pagina 2

### **Resultados y conclusiones más importantes**

La propuesta de diseño y estudio de un ventilador portátil de alta frecuencia, muestra una gran eficacia, teniendo en cuenta la experimentación aplicada y los resultados obtenidos de la misma, los cuales muestran que este sistema puede ser empleado en diversos entornos ya sea clínicos, hospitalarios y de atención médica domiciliaria incluyendo ambulancias, y debido a la robustez de su diseño y tamaño compacto se puede realizar un tratamiento médico más conveniente (Lu, y otros, 2019).

### **[7] Nombre del Trabajo, Autor y Revista o lugar de publicación. URL:**

The Cosmic Bubble Helmet: A Non-Invasive Positive Pressure Ventilation System for COVID-19 (2020), Equipo de trabajo de COSMIC Vancouver, BC, Canada, IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology, Vol 1. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=9252125>

Este trabajo es una iniciativa del voluntariado con sede en Vancouver, que tiene como objetivo brindar un tratamiento para los pacientes que han desarrollado dificultades respiratorias agudas debido al alto potencial de contagio que se tiene en el aire del coronavirus SAR-CoV-2, a partir de una capucha transparente con un sello flexible que suple las funciones de la ventilación mecánica (Gusti, y otros, 2020).

### **Resumen**

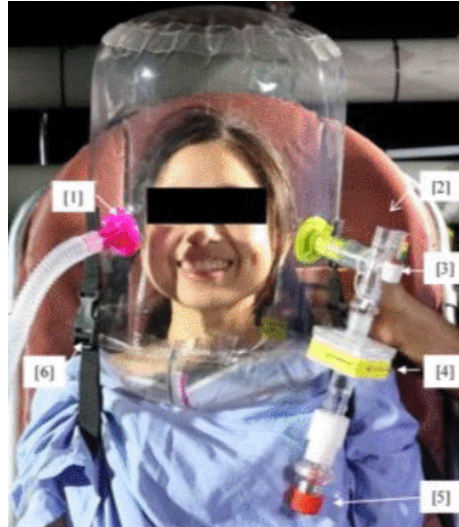
Los autores (Gusti, y otros, 2020) plantean que este diseño consiste en la implementación de un dispositivo de ventilador con un sistema de presión positiva no invasivo, diseñado para pacientes con COVID-19 que presentan dificultades respiratorias

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

agudas, leves o moderadas que, a partir de un diseño compuesto por poliuretano termoplástico, se basa en un sello de cuello flexible y una capucha transparente, que permite conectarse a un dispositivo de oxígeno de pared y suministrar el aire a partir de puertos inspiratorios de 22mm y que cuenta con un conjunto de escape de gas en un puerto espiratorio, con una válvula unidireccional y un manómetro, cuenta con un filtro de partículas de aire de alta eficiencia y una hebilla de correa ajustable según los requerimientos del paciente.

Las especificaciones del CBH (Cosmic Bubble Helmet) figura 14, permiten identificar que el diseño planteado proporciona beneficios para el paciente a nivel de comodidad teniendo en cuenta la libertad de movilidad sin que esta afecte el rendimiento del sello del cuello o la capucha (Gusti, y otros, 2020). Este diseño de código abierto se encuentra disponible en GitHub, teniendo en cuenta que a lo largo de la experimentación aún quedan pasos por lograr antes de llegar a los pacientes, aspectos a nivel de eficiencia, seguridad, la iteración de diseño y los ensayos clínicos para minimizar eficazmente las fugas de aire presentes en el planteamiento actual.





**Figura 14:** El Cosmic Bubble Helmet conectado a un oxígeno de pared  
Tomado de: The COSMIC Bubble Helmet:  
A non-Invasive Positive Pressure Ventilation System for COVID-19 (Gusti y otros, 2020) Pagina 2

### **Resultados y conclusiones más importantes**

El sistema CBH es un método de tratamiento de bajo costo, el cual puede ser utilizado en situaciones de emergencia, como la generada por la pandemia del COVID-19 que ha reflejado dificultades para los pacientes principalmente a nivel respiratorio, así mismo este sistema puede ayudar a mitigar la escasez de ventiladores en entornos de bajos recursos, basado en su diseño de bajo costo asequible y fácilmente reproducible (Gusti, y otros, 2020).

### **[8] Nombre del trabajo, Fecha, Autor, Revista o lugar de publicación URL:**

Engineering principles applied to mechanical ventilation (Abril, 2004), R.L. Chatburn, Proceedings of the 25<sup>th</sup> Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No. 03CH37439) Cancun.

<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1279689>

El autor de este documento (Chatburn, 2004) tiene como objetivo ayudar a cerrar la brecha de comunicación que existe entre los productores y los usuarios finales, al implicar terminología y modelos conceptuales utilizados para el diseño e implementación de los ventiladores mecánicos.

### **Resumen**

Este artículo plantea las nociones respecto a los modelos físicos existentes de los diversos ventiladores mecánicos convencionales, así como sus funciones básicas, las cuales están orientadas a proporcionar parte del trabajo o todo el trabajo que el cuerpo debe realizar para mover el gas hacia adentro y hacia afuera de los pulmones, se precisan algunos de los componentes requeridos para que la intervención de estos ventiladores sea automatizada ya sea a partir de una interfaz o unión estable, una fuente de energía para impulsar el dispositivo, un sistema de control para regular el tiempo y el tamaño de las respiraciones y un medio para monitorear el desempeño del dispositivo y el estado del paciente (Chatburn, 2004).

Así mismo (Chatburn, 2004), describe las características mecánicas necesarias para el funcionamiento básico de estos dispositivos, que están asociadas a la potencia de entrada, la conversión y transmisión de energía, un sistema de control y la salida (formas de onda de presión, volumen y flujo) basado en esto se asocia un modelo matemático que relaciona la presión, el volumen y el flujo durante la ventilación mecánica que se conoce como la ecuación de movimiento del sistema respiratorio, que es un concepto fundamental para tratar de comprender el funcionamiento de los ventiladores, ya que no solo funciona como

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

un modelo útil de interacción ventilador paciente, sino que además proporciona la base para monitorear la condición del paciente (en términos de elastancia y resistencia).

Además de esto (Chatburn, 2004) enuncia las diversas características de la ventilación mecánica, reflejadas en los modos de ventilación, los patrones de respiración como el control de volumen, el control de presión, el control dual, la secuencia de respiración, el tipo de control dentro de algunas variables en dos formas generales, el control de bucle abierto y el control de bucle cerrado y por último se menciona la lógica operativa de un ventilador convencional teniendo en cuenta las variables condicionales para la toma de decisiones que deriva en acciones para cambiar el patrón ventilatorio.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

A partir de la implementación de los ventiladores mecánicos y hasta la fecha se ha experimentado una rápida evolución, sin embargo, se desarrolla una brecha en algunos casos entre la comprensión del operador, los fabricantes y los usuarios finales, debido a la ausencia de léxico estandarizado, por lo que en este caso los ingenieros de diseño se encuentran en una posición única para impulsar el cambio en el área de comunicación (Chatburn, 2004).

**[9] Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión Revista Universidad, Ciencia y Tecnología Vol.1 Núm.1 (2020)**

Los autores (Naranjo , y otros, 2020) tienen como objetivo mostrar el diseño de un ventilador mecánico de carácter emergente que permita el control de variables como lo son Presión Inspiratoria (PI), Presión Positiva al final de la Espiración (PE), Frecuencia Respiratoria (FR), Tiempo inspiratorio (Ti), entre otras de igual manera diseñar un ventilador mecánico teniendo en cuenta la experiencia previa en el manejo de ventiladores mecánicos. <https://www.uctunexpo.autanabooks.com/index.php/uct/issue/view/23>

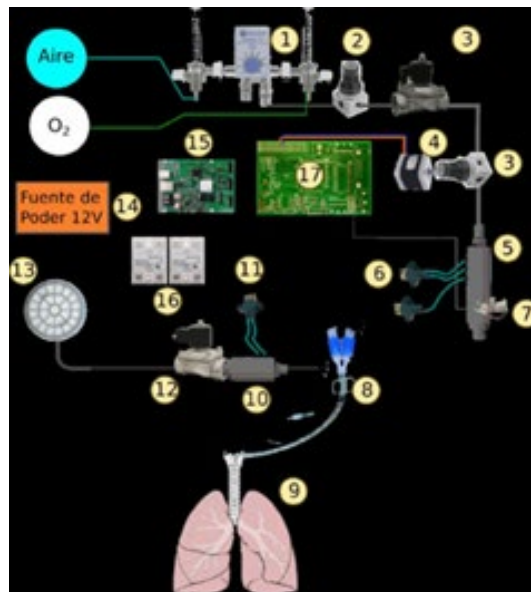
**Resumen**

Frente a las problemáticas presentadas en el sistema respiratorio (Naranjo , y otros, 2020), asocian que es necesario utilizar un ventilador mecánico, el cual suple la necesidad brindando asistencia respiratoria a los pacientes los cuales no pueden realizarlo por sus propios medios, en el procedimiento de la conexión con el ventilador se utiliza un tubo endotraqueal, el cual transporta el gas para el proceso de inhalación y exhalación, de igual manera la respiración controlada del ventilador.

Por consiguiente, el diseño de los ventiladores mecánicos está compuesto por un sistema de gas comprimido cuya mezcla de aire y oxígeno atraviesan un circuito de inspiración lo cual permite que exista un control de caudal o presión, así como las válvulas de seguridad que garantizan que no se presentan sobrecargas (Naranjo , y otros, 2020). Los ventiladores mecánicos tradicionales tienen la posibilidad de realizar la variación de presión o volumen lo cual provee de aire a los pulmones, se deben controlar la presión y flujo inspiratorio, para este procedimiento se utilizan sensores los cuales abren los pasos de flujo que le deben ser acondicionados al paciente.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

Ahora bien, es de tener en cuenta que los parámetros como lo son la presión máxima y la presión de meseta, donde la primera se alcanza cuando el ventilador proporciona aire a los pulmones y la segunda al final de la inspiración, además de esto es importante tener en cuenta más parámetros como lo son Volumen Corriente, Frecuencia Respiratoria, Volumen Minuto, Tiempo inspiratorio y la relación Inspiración/Espiración. Es así como (Naranjo , y otros, 2020) plantean un diseño considerando las líneas de inspiración y espiración, para ello se planteó la distribución de la siguiente (figura 15), donde se muestra los componentes principales de un ventilador.



**Figura 15:** Diseño esquemático del Ventilador mecánico Emergente  
Tomado de: Diseño de Ventilador Mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión (Naranjo C. y otros, 2020) Página 2

En la figura 15 se puede apreciar cuales son los componentes principales del proceso de ventilación, para ello se enumeran y se muestra su distribución y su realización del ciclo, la inspiración comienza con la alimentación de fuente de oxígeno, y con la ayuda del mezclador del aire se combinan en proporciones las cuales pueden variar dependiendo su utilización, seguido de esto el gas mezclado pasa por la válvula de regulación de caudal donde por cuestiones de seguridad evita un exceso de flujo, luego, una segunda válvula la

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

cual tiene como función la apertura y cierre del ciclo inspiratorio, el componente se enlaza con los sensores los cuales conducen aire hacia el circuito del paciente y el sistema respiratorio, después de eso la exhalación comienza por el sistema respiratorio del paciente, lo cual permite la recuperación elástica del sistema pulmonar el cual envía el aire inspirado, seguido de esto se encuentra estructurado con el sensor de presión y posteriormente a la electroválvula y finaliza su ciclo en el filtro.

Finalmente, el diseño propuesto se basó en un sistema neumático de baja presión, y en la disposición de componentes que permitan un ensamble sencillo, las líneas de inspiración y espiración se basaron en componentes neumáticos medios (Naranjo , y otros, 2020).

### **Resultados y conclusiones más importantes**

El ventilador planteado por (Naranjo , y otros, 2020), brinda las características funcionales adecuadas para la fabricación de un ventilador mecánico emergente, de igual manera la distribución de componentes, permiten una adecuada implementación de control eléctrico.

Se utilizaron materiales de equipo industrial de carácter inoxidable para el uso de válvulas de control.

El ventilador diseñado ha permitido un ensamble y funcionalidad adecuada para el proceso de inhalación y espiración, lo cual ha sido controlado en todo momento.

**[10] Ventilación mecánica asistida hacia una mejor adaptación del respirador a las necesidades del paciente (2008) Revista Argentina De Terapia Intensiva, 25(1)**

Los autores (Rodríguez & Brochard, 2008) proponen como objetivo revisar aspectos generales del funcionamiento y limitaciones de los modos de ventilación Mecánica tradicionales y el potencial interés de algunos modos promisorios

<https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/200>

**Resumen**

La ventilación mecánica es frecuentemente utilizada en pacientes ingresados a las salas de cuidados intensivos, donde se procede a realizar un tratamiento para regular la oxigenación. En muchos casos el respirador mecánico se configura para poder controlar la ventilación del paciente, muchos modos tradicionales alcanzan los objetivos de mejorar la oxigenación o corregir algunos problemas respiratorios, Ahora bien, estos ventiladores presentan algunas limitaciones.

Según (Rodríguez & Brochard, 2008), existen modos alternativos los cuales podrían superar alguna de estas limitaciones, esto se puede apreciar en los ventiladores mecánicos más modernos, donde se han planteado objetivos como mejorar la oxigenación sin inducir daño al pulmón y poder lograr reposo de los músculos respiratorios. En los modos de ventilación mecánica tradicional el respirador es quien asiste al paciente a través del respirador generando una respiración manipulada en forma precisa durante un ciclo respiratorio, usando estos métodos tradicionales los respiradores controlan la variable de (flujo /volumen o la presión).

Por consiguiente (Rodríguez & Brochard, 2008), formulan que los modos alternativos se desarrollan con el fin de mejorar los ajustes entre el paciente y la respuesta

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

del respirador, modificando algunos modos tradicionales aprovechando algunas funciones de este respirador para adaptarlos a algunos objetivos específicos se han venido realizando avances para los cuales permiten una mejor proceso de inspiración y espiración en los pacientes, de modo que se puede encontrar la ventilación mecánica asistida proporcional (PAV) la cual es modo diferente a los modos disponibles en ventilación mecánica, donde esta es un modo que se adapta según las propiedades mecánicas anormales que acompañan a los respiradores normales y que se pueden modificar, este modo se basa en la presión aplicada en el sistema respiratorio(Respirador-Paciente).

Ahora bien, otro tipo de ventilación es la asistida respiratoria manejado por el paciente, en este modo el interés principal es buscar que no exista un desacople a factores mecánicos como lo es la diferencia de presión positiva alveolar y la respiración, este modo de ventilación provee asistencia a la actividad del diafragma, también debe proporcionar un ajuste entre le paciente- respirador, mejor que otros modos de presión (Rodríguez & Brochard, 2008).

Además de los modos mecánicos anteriormente mencionados se encuentra de acuerdo con (Rodríguez & Brochard, 2008), el de ventilación de soporte adaptable el cual es un modo controlado por presión, permitiendo la adaptación de la ventilación mecánica desde su inicio hasta el final, de igual manera permite una ventilación minuto especificada donde esta depende de los ajustes específicos que selecciona el médico y se basa en el peso corporal del paciente.

Finalmente, estos modos de ventilación mecánica se basan en la fisiología y en lo clínico, donde esta información puede ser utilizada dentro programas de computadora que conduzca al respirador mecánico utilizando técnicas diferentes a lo usual, en este punto se



habla de inteligencia artificial. Este nuevo método permite tener un mejor control y puede determinar qué pasos se deben seguir y poder mejorar (Rodríguez & Brochard, 2008).

### **Resultados y conclusiones más importantes**

Los modos de ventilación mecánica propician un control adecuado en la ventilación a pacientes asociados con problemas respiratorios, pero en ocasiones presentan algunos problemas ya que no cumplen a cabalidad el ciclo de respiración, de igual manera en pacientes que mantienen respiración espontánea, de ahí que surgen nuevos modos de ventilación mecánica los cuales pueden ayudar a mejorar la adaptación de pacientes durante la ventilación asistida.

### **[11] Ventilación mecánica invasiva en el paciente pediátrico Revista Neumonía**

#### **Pediátrica enero 2017 volumen 12 numero 1: 15-22**

El Dr. (Castillo M., 2017), presenta en este artículo la revisión de algunos aspectos, conceptos fisiológicos básicos, las indicaciones generales de inicio, algunas modalidades de ventilación mecánica, aspectos del manejo ventilatorio de las complicaciones pulmonares obstructiva y restrictiva, y el proceso de destete.

[https://www.savagnet.ec/revistas/neumo\\_ped\\_enero\\_2017/files/assets/common/downloads/publication.pdf](https://www.savagnet.ec/revistas/neumo_ped_enero_2017/files/assets/common/downloads/publication.pdf)

### **Resumen**

Según (Castillo M., 2017). La ventilación mecánica consiste en el manejo del proceso de fallas respiratorias graves, la ventilación tiene como objetivo sustituir el trabajo respiratorio de algún paciente, hasta que este sea capaz de realizarlo nuevamente por sí

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

mismo, ahora bien, la ventilación mecánica invasiva se constituye uno de los principales procedimientos en cuanto al manejo de insuficiencia respiratoria aguda, teniendo en cuenta las problemáticas asociadas al trabajo respiratorio de los pacientes pediátricos.

Por consiguiente los aspectos históricos de la ventilación acarrean a los 400 A.C donde se buscaba la posibilidad inducir aire en los pulmones a través de la tráquea , también más adelante se describía un tratado acerca de la posibilidad de restaurar la vida de un animal colocando un tubo en la tráquea e inducir aire en los pulmones, más adelante se procedió a desarrollar un ventilador parecido a un tubo, lo que permitía realizar un proceso de cambio de presiones internas, donde el individuo estaba dentro del tubo y la cabeza afuera y el aire entraba de manera no invasiva (Castillo M., 2017).

En el paciente pediátrico la ventilación ha venido desarrollando teniendo en cuenta las observaciones y experiencias adquiridas en la respiración mecánica en los adultos, sin embargo se han presentado mejorías con la fisiología del paciente pediátrico y teniendo en cuenta un manejo de mejor proceso del mismo , se tienen en cuenta los objetivos clínicos que se quieren cumplir en el paciente, esto dependiendo de la gravedad en que este, o cual es la razón por la que necesita la conexión, realizando este tipo de observaciones y analizando su complejidad se procede a realizar el proceso de ventilación mecánica.

Además de lo anterior (Castillo M., 2017), señala que existen unas modalidades ventilatorias y algunos parámetros los cuales son utilizados en la pediatría, de esta manera la ventilación proporciona un flujo de aire entregado a los pacientes. Podemos encontrar La ventilación mecánica asistida la cual consiste en entregar un volumen o presión positiva preestablecida y esta es entregada al paciente a una frecuencia determinada, por consiguiente, podemos encontrar la ventilación mandataria intermitente, este tipo de ventilación permite que el paciente pueda respirar en forma espontánea y con un esfuerzo

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

propio. Entre las ventilaciones mandatorias se puede encontrar la intermitente sincronizada donde permite al paciente respirar en forma espontánea, además permite sincronizar la ventilación con el esfuerzo del paciente. Aparte de este tipo de ventilación también se encuentra la ventilación con presión o soporte asistida, esta permite la asistencia a cada proceso de inspiración voluntaria, y finalmente esta la ventilación controlada por volumen y regula por presión, en este tipo de ventilación se programa un volumen corriente o volumen minuto determinado, el cual es entregado de forma des acelerante.

Finalmente, después del proceso al cual se ha sometido un paciente, se realiza la retirada de soporte ventilatorio, disminuyendo el apoyo del ventilador mecánica, controlando la causa que ha llevado a la ventilación, luego de esto se procede al proceso de control lo cual va a permitir un proceso exitoso de la intubación exitosa, este proceso depende del mejoramiento del paciente, y tener en cuenta la variabilidad de las patologías que requiere la ventilación (Castillo M., 2017).

### **Resultados y conclusiones más importantes**

La ventilación mecánica es una herramienta fundamental, la cual permite el manejo de fallas de la respiración grave, lo cual se presenta en pacientes en unidad de cuidados intensivos.

Se debe tener en cuenta la diferencia que existe entre un paciente adulto y un pediátrico, para así poder realizar la respectiva intervención.

Tener claro cuál es la fisiología de la enfermedad lo cual llevo a que el paciente fuese entubado, de igual manera que tipo de ventilación es recomendable. La evaluación continua del paciente para poder monitorias su proceso, lo cual permitirá que se logre una intubación exitosa (Castillo M., 2017).

**[12] Nombre del trabajo: Modos de ventilación mecánica. Revista Cubana de Medicina Intensiva y Emergencias Vol.1(2002)**

Los autores (Hernández García & Triolet Gálvez, 2002), Presentan como objetivo la descripción de las modalidades ventilatorias disponibles, agrupadas en modalidades convencionales, modalidades alternativas y nuevas modalidades.

[https://nanopdf.com/download/formato-pdf-5b387aa3bce97\\_pdf](https://nanopdf.com/download/formato-pdf-5b387aa3bce97_pdf)

**Resumen**

En el transcurso de los años se han venido desarrollando nuevas técnicas que involucran la ventilación mecánica, en los más recientes avances tecnológicos, en microprocesadores, los cuales han permitido comprender el uso y la sofisticación de estos, con llevando a la implementación de nuevas modalidades de ventilación. Por consiguiente, la ventilación mecánica debe cumplir unos objetivos los cuales consisten en asegurar que el paciente reciba mediante la ventilación pulmonar, la cantidad de oxigenación adecuada y de igual manera que no se presenta afectación en los pulmones.

De esta manera los autores (Hernández García & Triolet Gálvez, 2002) mencionan que se puede considerar la existencia de una clasificación de las modalidades ventilatorias, donde el uso de algunas es más habitual y más ampliamente empleadas, de igual manera las que son recientemente introducidas y se encuentran en los ventiladores de última generación. En los modos convencionales se emplea en los pacientes los cuales presentan complicaciones de un grado mayor y necesitan la ayuda de un ventilador, por otra parte, también se emplea un modo de ventilación la cual permite la desconexión progresiva de la ventilación mecánica. Esto se puede emplear y ajustar en la presión soporte de los ciclos espontáneos del paciente.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

En las modalidades alternativas se ajustan el nivel de la presión inspiratoria que se desea utilizar, la frecuencia respiratoria y la duración de la ventilación relacionada con la inspiración y la espiración (Hernández García & Triolet Gálvez, 2002). En las nuevas modalidades ventilatorias se responde a cambios producidos en el paciente y así mejorar la interacción entre el paciente y el ventilador, algunas de estas nuevas modalidades permiten que el ventilador controle el volumen a presión basándose en mecanismos modernos, de igual manera la sincronía entre el paciente y el ventilador.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

Se han venido desarrollando nuevas modalidades mecánicas que facilitan el proceso de destete y la intervención del médico, para estos nuevos modos de ventilación se debe comprender los matices aplicados mediante algoritmos.

Para aplicar algún tipo de ventilación Mecánica se debe tener en cuenta la fisiología del sistema respiratorio y el funcionamiento de este, de igual manera la complicación que presenta el paciente antes de proceder al proceso de ventilación (Hernández García & Triolet Gálvez, 2002).

### **[13] Nombre del trabajo Ventilación mecánica 2011 Revista Acta Medica Peruana Vol. 28 Núm. 2 (2011)**

[http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1728-59172011000200006](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-59172011000200006)

El autor (Gutiérrez Muñoz, 2011), presenta como objetivo la descripción en forma práctica de la Ventilación Mecánica, involucrando una explicación del mismo ventilador, sus componentes, sus funciones, así como los efectos fisiológicos que se producen al someter a un paciente a la Ventilación Mecánica.

### **Resumen**

La ventilación mecánica (VM) nos permite proporcionar a los pacientes el intercambio gaseoso, de igual manera este proceso se realiza mediante una maquina la cual genera un flujo de aire en un tiempo determinado, entre las funciones principales del ventilador mecánico esta proporcionar un tipo de gas al paciente, según este lo requiera, para este procedimiento se debe suministrar una serie de pasos como lo son acondicionar el tipo de gas que entra, realizar un proceso de filtrado para que se modifique la temperatura y la humedad (Gutiérrez Muñoz, 2011). El ventilador mecánico debe estar en la capacidad de monitorear el proceso de respiración del paciente, mediante indicadores que pueden ser gráficos o digitales.

Ahora bien los componentes de un ventilador mecánico son los siguientes: un panel de programación el cual permite definir el tratamiento de la ventilación y oxigenación del mismo modo las alarmas que informan los cambios que se puede presentar, el sistema electrónico el cual permite el control de las funciones disponibles del ventilador, el sistema neumático donde se permite la mezcla de aire y oxígeno y el control de flujo durante el proceso de inspiración y la espiración, el sistema de suministro eléctrico, donde se verifica la compatibilidad de voltaje (110v-120v), el sistema de suministro de gases , el circuito de paciente , estos deben cumplir la característica definidas por los fabricantes se debe tener en cuenta aspectos como la longitud, sistemas de monitoreo el sensor de flujo , los sistema de humidificación, filtros entre otros (Gutiérrez Muñoz, 2011).

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

Por consiguiente el funcionamiento del ventilador mecánico se realiza cuando el aire y el oxígeno entran al respirador gracias a un sistema mecánico, o neumático, seguido de esto se encuentra el manómetro el cual permite la medición del fluido, luego se encuentra el microprocesador donde la función es la de cómo debe ser este flujo, y si se abre un sistema de solenoide el cual permitirá el paso del aire, después se encontrará una válvula de seguridad cuya función es la de disminuir la presión y asegurar la entrada de aire ambiente en caso que el ventilador sufra un apagón. También es importante según (Gutiérrez Muñoz, 2011), tener en cuenta la calibración de los sistemas de alarma donde se proporciona la capacidad al paciente, Finalmente es de tener en cuenta los efectos fisiológicos de la ventilación mecánica en este caso se puede presentar efectos a nivel pulmonar y cardiaco, de cerebro entre otros, es así como se tiene en cuenta las complicaciones de la ventilación estas se pueden presentar en los sistemas mecánicos, en el proceso de intubación, durante el proceso de la ventilación o de la extubación.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

- El proceso que lleva el paciente durante la ventilación mecánica, teniendo en cuenta los modos de ventilación empleados, de igual manera la implementación de estos, ya que en algunos pacientes puede generar complicaciones.
- La utilización del ventilador mecánico (calibración del ventilador), como es su funcionamiento, esto se debe de tener en cuenta ya que algunos pacientes presentan complicaciones diferentes, de igual manera la evolución de estos para proceder al procedimiento del destete.

**[14] Nombre del trabajo: Manejo adecuado de ventiladores mecánicos en la UCI**

**Revista Científica de Investigación actualización del mundo de las Ciencias. Vol. 3**

**núm., 3, julio, ISSN: 2588-0748, 2018, pp. 1214-1226**

**URL:** <http://reciamuc.com/index.php/RECIAMUC/article/view/378>

Los autores (Vallejo Zambrano, y otros, 2018) plantean como objetivo plasmar aspectos fundamentales relacionados con la ventilación mecánica para el paciente en una UCI (Unidad de Cuidados Intensivos).

**Resumen**

Todo paciente que se encuentre en estado crítico presenta una inestabilidad en los signos vitales, de igual manera presenta complicaciones en algunas funciones básicas, estos pacientes requieren de una ayuda especializada, ya sea de personal médico o de equipos, de este modo se implementan algún tipo de terapia lo cual se encarga de brindar un apoyo a estos pacientes, en este caso se presenta ayuda de la terapia intensiva, lo cual consiste en una atención medica cercana a los pacientes (Vallejo Zambrano, y otros, 2018).

Por consiguiente una de las terapias más usadas es la ventilación mecánica, la cual mencionan (Vallejo Zambrano, y otros, 2018), que consiste en suministrar soporte ventilatorio a los pacientes, de igual manera soporte oxigenatorio permitiendo generar el intercambio gaseoso y así poder ayudar a mejorar el ciclo respiratorio en los, ahora bien en este artículo se presenta una búsqueda de información organizada en base a bibliografía acerca de la ventilación mecánica, se evidencia que existen dos tipos de ventilación mecánica , invasiva y no invasiva, en la primera se utiliza un tubo endotraqueal, lo cual permite que se genere el ciclo respiratorio, en la segunda se utiliza una mascarilla, la cual se



## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

encarga de enviar aire a los pulmones, de igual manera evita que existan infecciones en los pacientes.

De la misma manera es necesario tener en cuenta de acuerdo con (Vallejo Zambrano, y otros, 2018), los riesgos que presentan los pacientes en la UCI y cuáles son los riesgos relacionados a la ventilación mecánica, teniendo en cuenta que se puede presentar infecciones, ya que el tubo de la traqueotomía puede facilitar el ingreso de gérmenes a los pulmones y como consecuencia de esto el paciente puede generar neumonía y otras complicaciones como daño y colapso pulmonares.

También se deben tener en cuenta los protocolos, el uso de guías para el manejo adecuado de los equipos y los procedimientos adecuados en las salas de cuidados intensivos, de igual manera la capacitación constante por aparte del equipo de salud que realiza su trabajo en esta área, teniendo en cuenta lo anterior se minimiza los riesgos generados por la ventilación mecánica y así evitar complicaciones en los pacientes.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

- Los protocolos y el buen manejo de las herramientas en la UCI juegan un papel fundamental ya que permiten que exista una mejor condición para los pacientes, se debe reducir la neumonía y algunas complicaciones con la ayuda de estos protocolos.
- La ventilación mecánica es una herramienta que ayuda al paciente en estado crítico, minimizando los problemas de respiración, de igual manera se requiere de una buena implementación de esta lo cual evita complicaciones en los pacientes.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

- Se debe tener en cuenta la constante actualización del personal de la UCI, para el manejo de los equipos, de igual manera la actualización de los protocolos lo cual conlleva a un mejor desempeño dentro de las UCI.
- Hoy en día se implementan nuevas tecnologías en relación con la ventilación mecánica, lo cual permite que los ventiladores mecánicos verifiquen la evolución del paciente, del mismo modo los ajustes necesarios que se requieren por parte de la persona sometida al proceso de ventilación.

### **[15] Nombre del trabajo: Historia y evolución de la ventilación mecánica: Manual de Ventilación Mecánica Para Enfermería.**

Los autores (Casabona, Santos, & Lillo, 2019) tiene como objetivos Realizar una breve revisión de la ventilación mecánica remarcando los principales avances en este campo (1), Conocer las principales complicaciones en los pacientes sometidos a ventilación mecánica invasiva que constituye una importante fuente de morbilidad y mortalidad (2).

<https://especialidades.sld.cu/anestesiologia/2019/06/19/historia-y-evolucion-de-la-ventilacion-mecanica/>

### **Resumen**

Este artículo menciona los criterios de la ventilación mecánica invasiva según (Casabona, Santos, & Lillo, 2019), de igual manera sus consecuencias en los pacientes y del como a través del tiempo se ha venido realizando aportaciones en este campo, han sido muchos los estudios que se han realizado desde la antigüedad los cuales han buscado mejorar los procedimientos en la respiración en los humanos, desde este tiempo se ha podido observar experimentos desarrollados en animales los cuales transformaron y

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

aportaron en la mejora de este procedimiento. La experimentación ha marcado un paso fundamental en la creación de los primeros ventiladores mecánicos llamados los pulmones de acero, el cual se convertiría en referente de la respiración artificial.

Ahora bien, el pulmón de acero fue utilizado durante la epidemia de poliomielitis dando buenos resultados en los pacientes, durante los siguientes años se desarrollaron nuevos ventiladores mecánicos los cuales ofrecían una mejora en los hospitales formando así las unidades de cuidados intensivos (UCI), Estos respiradores funcionaban con nuevas tecnologías, lo cual permitía múltiples opciones según la complejidad del paciente (Casabona, Santos, & Lillo, 2019).

Por otra parte, se deben tener en cuenta las complicaciones que genera la ventilación mecánica invasiva, ya que puede generar neumonía daños en el tórax sangrado digestivo entre otros problemas en el cuerpo del paciente.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

- Los avances en ciencia y tecnología han proporcionado el mejoramiento de los ventiladores mecánicos, los cuales ayudan en la dificultad respiratoria del paciente, esto dependiendo a la complejidad en que se encuentre.
- La ventilación mecánica provoca una serie de complicaciones en el paciente a pesar de ayudar en el proceso de respiración, existen algunas complicaciones relacionadas a otras partes del cuerpo (Casabona, Santos, & Lillo, 2019).

**[16] Nombre del trabajo: Nuevos modos de ventilación asistida, Revista Medicina Intensiva. 2014;38(4):249---260**

<https://www.medintensiva.org//es-nuevos-modos-ventilacion-asistida-articulo-S0210569113002507>

El autor (Suarez Sipmann, 2014), y el grupo de trabajo de insuficiencia respiratoria aguda de la SEMICYUC. Se Plantean como objetivo mostrar los avances tecnológicos relacionados a la ventilación mecánica, de igual manera las ventajas fisiológicas, también las características de funcionamiento específico.

### **Resumen**

Recientemente se han venido presentados avances tecnológicos, los cuales han involucrado el desarrollo de nuevos modos de ventilación asistida, todo esto comparado con los modos tradicionales, estos nuevos modos permiten que exista un mayor control sobre el ventilador por parte del paciente, la ventilación mecánica permite que exista un control sobre el sistema respiratorio (Suarez Sipmann, 2014). Estos avances se han presentado en el desarrollo de nuevos modos de ventilación asistida, este tipo de ventilación tiene como tarea hermanar el funcionamiento tanto del paciente como del ventilador a través del control individual en este caso su propia bomba.

En la siguiente, figura 16 se puede observar el sistema de control respiratorio el cual este compuesto por un sistema voluntario y automático. En el sistema automático se presenta información relevante la cual tiene que ver con la conducción de sustancias en relación con el tronco del encéfalo. El sistema de control voluntario abarca estructuras



## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

modo de ventilación al que se va a someter el paciente, de esta manera ahora se encuentra a disposición modos que permitan optimizar la asistencia ventilatoria controlada a la ventilación espontánea asistida, también es de tener en cuenta las ventajas fisiológicas y clínicas de estos nuevos modos.

### **Resultados y conclusiones más importantes**

Los constantes avances tecnológicos han permitido el desarrollo de nuevos modos en la ventilación teniendo en cuenta la capacidad de adaptarse a las necesidades del paciente, del mismo modo permitiendo que el ventilador funcione como músculo relacionando los esfuerzos inspiratorios. Los nuevos modos de ventilación incluyen sistemas de control, de igual manera sistemas más complejos lo cual permite el camino hacia un proceso gradual de automatización del proceso de ventilación mecánica.

## 4. METODOLOGÍA DE DISEÑO

### 4.1 Identificación de la necesidad

Actualmente se enfrenta una crisis sanitaria a nivel mundial, a causa de un virus surgido en Wuhan China, según varias fuentes a partir del consumo de carne de murciélago, siendo esta la causa de una mutación genética, que derivó en una cepa del virus SARS-COV2 o conocido actualmente como el virus del COVID-19, el cual tiene un alto potencial de propagación entre la población humana a partir del contacto con otras personas infectadas o a través de los fluidos de una persona contagiada ya sea entrando por nariz o boca, de igual manera se asocian diversas enfermedades o patologías respiratorias las cuales requieren de una asistencia, por lo cual la demanda de respiradores mecánicos certificados va en aumento, teniendo en cuenta las enfermedades vinculadas a la falta de oxigenación en la sangre.

### 4.2 Definición del Problema

Teniendo en cuenta la alta demanda de respiradores mecánicos en el sistema de salud, se plantea un prototipo de ventilador mecánico, el cual se realiza teniendo en cuenta los requerimientos de las diferentes normas de salud en Colombia reguladas en este caso por el INVIMA<sup>2</sup>. Esto con el fin de resolver necesidades asociadas a insuficiencias respiratorias ya sea agudas o crónicas, que pueden surgir como síntomas asociados a la

---

<sup>2</sup> INVIMA: Instituto Nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos, Entidad regulatoria encargada de vigilancia y control de carácter técnico científico, que trabaja para la protección de la salud individual y colectiva de los colombianos, mediante la aplicación de las normas sanitarias asociadas al consumo y uso de alimentos, medicamentos, dispositivos médicos y otros productos objeto de vigilancia sanitaria.

pandemia de la COVID-19 o a otras patologías vinculadas a deficiencias fisiológicas en este caso del sistema respiratorio.

### **4.3 Requerimientos**

Este prototipo se debe plantear teniendo en cuenta las diferentes regulaciones del sistema de salud colombiano, como en este caso se regula en el INVIMA como requisitos para la evaluación de ventiladores mecánicos durante la emergencia por COVID-19. Por tanto, el ventilador mecánico debe cumplir con las características técnicas necesarias para su implementación en pacientes con enfermedades pulmonares, o que no saturen un porcentaje adecuado de oxígeno en la sangre, teniendo en cuenta las necesidades tanto de los pacientes como del personal médico, como primera medida el uso de materiales normalizados para una Unidad de Cuidados Intensivos (UCI), los requisitos biomédicos, los criterios clínicos y técnicos.



#### 4.4 Planteamiento de posibles soluciones

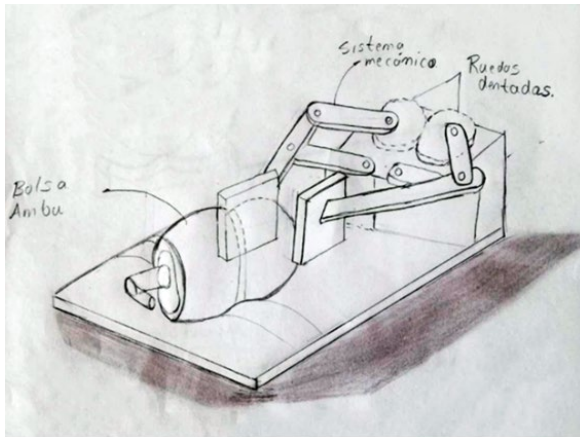


Figura 17: Boceto #1 para las posibles alternativas de solución

**Descripción:** Este prototipo cuenta con un sistema mecánico de pinza, el cual tiene un par de engranajes que se adaptan a una serie de eslabones ensamblados, que permiten realizar un movimiento de apertura y cierre, vinculando un motor paso a

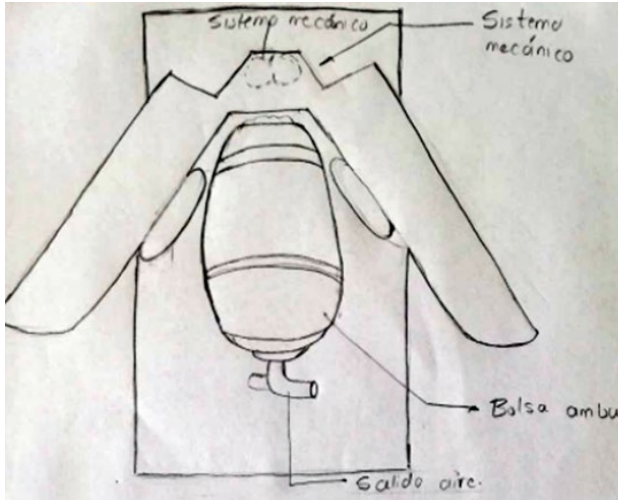
paso. Esto con el fin de accionar una bolsa AMBU o resucitador manual, que está fijada sobre una base de acrílico junto con el mecanismo.

**Materiales:** Bolsa AMBU, Acrílico transparente de 7 mm de grosor, para la base que soporta la bolsa AMBU y acondiciona el motor, tornillo Bristol de pulgada con tuerca hexagonal, lamina de aluminio para la fabricación de los eslabones y acero A-36 para la construcción de las ruedas dentadas.

**Ventajas:** Una de las ventajas principales está asociada al reducido uso de materiales, lo cual se deriva a la reducción de costos, debido a que solo se tienen en cuenta 3 componentes para el desarrollo de este prototipo, por lo que la realización de este resulta eficiente.

**Desventajas:** La realización de este tipo de mecanismo en un material como el acrílico, reduce la eficiencia de transmisión, teniendo en cuenta que es de uso constante y esto se deriva en el desgaste de los dientes de las ruedas dentadas y en un mayor costo en términos de mantenimiento del sistema. Además de esto se asocia la ineficacia del sistema al ejercer presión sobre la bolsa AMBU debido a que no acarrea todo el espacio de esta.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



**Figura 18:** Boceto #2 para las posibles alternativas de solución

**Descripción:** Es un mecanismo que consta de dos aletas, las cuales ejercerán presión sobre una bolsa AMBU o resucitador manual, así mismo se vincula con un sistema mecánico que cuenta con un par de ruedas dentadas, que realizan un movimiento sistemático que simula la inhalación y exhalación del sistema

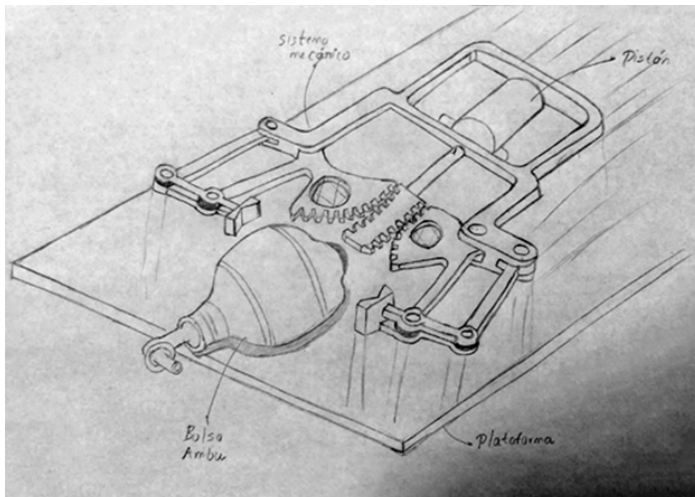
respiratorio, en este caso para pacientes con deficiencias respiratorias ocasionadas por la pandemia del COVID 19.

**Materiales:** Bolsa AMBU, sistema mecánico compuesto por un par de engranajes realizados en empack o teflón, estos realizarán un determinado movimiento en dos ciclos repetitivos a partir de un motor paso a paso y estos conducirán el movimiento del par de aletas realizadas en acrílico, que serán cubiertas por un aislante de neopreno, el cual facilita el contacto directo con la bolsa AMBU, por último, contará con una base que soporta el sistema que se realizaría en madera.

**Ventajas:** El prototipo planteado es viable debido a su eficiencia, teniendo en cuenta la transmisión de movimiento, la facilidad en cuanto a la adquisición de los materiales, lo cual se deriva en la disposición para realizar el diseño.

**Desventajas:** Se consideran varios aspectos como, la ineficiencia en el uso de espacio, la estructura endeble de las aletas planteadas y la transmisión continua de las ruedas dentadas, la cual puede estar interrumpida por el desgaste de este sistema.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



**Figura 19:** Boceto #3 para las posibles alternativas de solución

**Descripción:** Es un sistema compuesto por un par de pinzas, las cuales realizan el proceso de compresión de una bolsa AMBU, de igual manera su funcionamiento, se basa en el uso de un pistón neumático, que se abre y se cierra

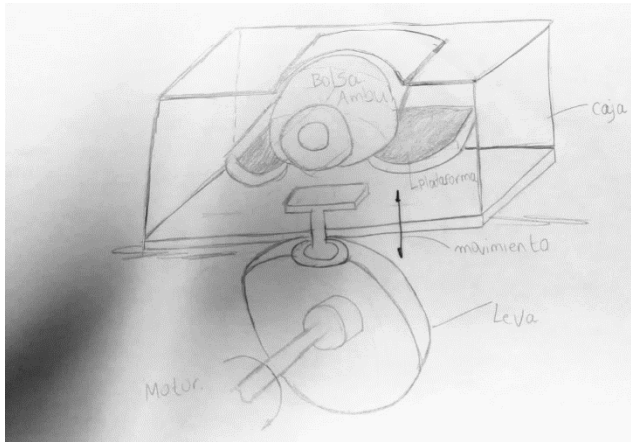
unido a un sistema de conducción dentado, todo lo anteriormente mencionado es soportado sobre una base de madera.

**Materiales:** Bolsa AMBU, pistón neumático de doble acción el cual se conecta a un sistema de transmisión dentado realizado en impresión 3d modelado en filamento de PLA tornillo Bristol con tuerca y por último una base de madera.

**Ventajas:** En este caso se plantea un prototipo que realiza las funciones planteadas en un respirador mecánico, el cual se sustenta en un mecanismo que es accionado a partir de un pistón por lo que es óptimo para la operación que requiere en este caso un paciente de inspiración y espiración.

**Desventajas:** el diseño planteado inicialmente a nivel del mecanismo abarca un gran espacio, por lo que la operación de los diferentes sistemas de regulación implicados en este caso se hace un poco más compleja, así mismo las pinzas que abarcan este mecanismo no cubren la totalidad de la bolsa AMBU por lo que su eficiencia se disminuye en términos de entrada y salida de aire suministrada.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



**Figura 20:** Boceto #4 para las posibles alternativas de solución

**Descripción:** Este sistema está propuesto teniendo en cuenta el funcionamiento de dos elementos que son trascendentales para el funcionamiento del prototipo planteado, el primero tiene que ver con un mecanismo de leva seguidor,

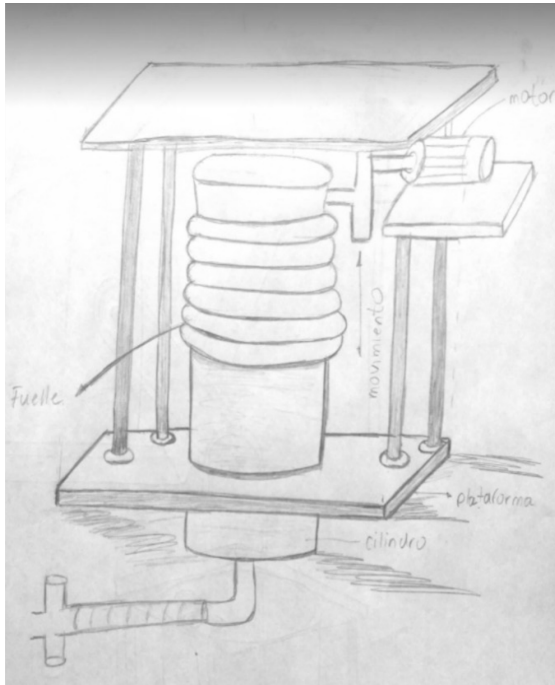
que se activa a partir de un motor paso a paso y a su vez se ensambla a un eslabón adaptado a la forma de una bolsa resucitadora AMBU para aprovechar el flujo de aire que dispone la misma.

**Materiales:** Bolsa AMBU, mecanismo de leva seguidor con resorte y rueda loca, motor paso a paso, eslabón armado en acrílico, soporte acondicionado para la bolsa AMBU en acrílico, base de madera y un sistema de válvulas específico para la entrada y salida de gases.

**Ventajas:** El prototipo planteado cuenta con un mecanismo que puede regular su velocidad fácilmente debido a su disposición curvilínea y esto a su vez permite una facilidad de ajuste por lo que se logra disponer de una manera sencilla de acuerdo con los requerimientos del paciente.

**Desventajas:** El mecanismo planteado en este caso cuenta con una mayor fricción de acuerdo con los requerimientos de oscilación por lo que su mantenimiento implica incrementar los costos debido a que debe realizarse de manera constante y así mismo disponer de un material que se adapte a las condiciones de usabilidad.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



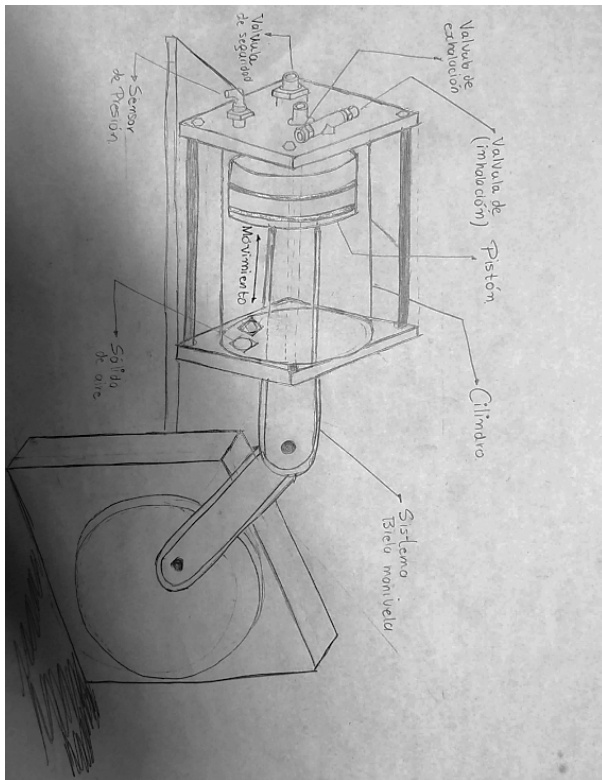
**Figura 21:** Boceto #5 para las posibles alternativas de solución

**Descripción:** Dispositivo que consta de un motor, el cual se conecta a un sistema mecánico de biela manivela, de igual manera este sistema se encuentra ensamblado a un dispositivo de soporte de sujeción, que a su vez se conecta a un fuelle, seguido de esto se produce un movimiento de tipo armónico simple que permitirá suministrar la cantidad de aire requerida por el paciente, pasando por una serie de válvulas que regulan tanto el ingreso del oxígeno, como la salida del CO<sub>2</sub>.

**Materiales:** Entre los materiales requeridos se encuentra el fuelle, el cual está compuesto por materia prima como PVC y poliéster, se requiere un motor DC de 24V, mecanismo de biela manivela, plataforma que soporte todo el sistema y un cilindro que servirá como receptor del aire suministrado por el fuelle.

**Ventajas:** Este sistema permite un largo ciclo de vida útil, el costo de este sistema tiende a ser bajo, teniendo en cuenta que no se genera demasiada fricción entre los componentes y no se genera corrosión en el mismo, este prototipo requiere muy poca lubricación, por lo cual aumenta su eficiencia. A

**Desventajas:** No se aplica para altas presiones de calor y/o energía, requiere de sistemas de anillado cuando se desea implementar un fuelle de más grande, esto para que no se presente una deformación en el sistema, mayor impacto en el fuelle basado en su operación, lo que conlleva a un mayor desgaste de este.



**Descripción:** Dispositivo que permite el funcionamiento de un pistón dentro de un cilindro, este último se encuentra ensamblado en un sistema de biela-manivela, en donde se genera un movimiento lineal alternativo, para generar este movimiento la biela-manivela es conectada a un motor eléctrico el cual se adapta a la totalidad del sistema para su respectivo funcionamiento. Por consiguiente, el pistón generará un fluido

**Figura 22:** Boceto #6 para las posibles alternativas de solución

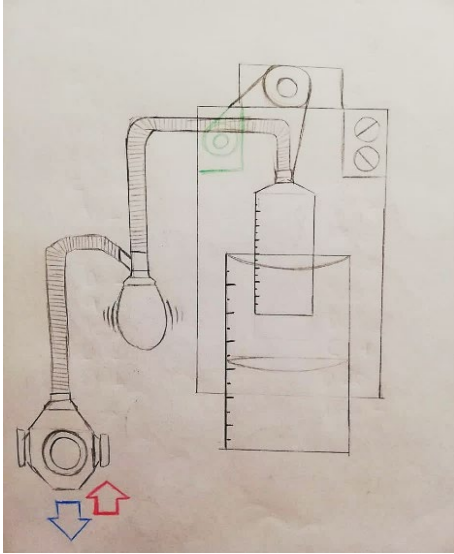
(aire) que será suministrado al paciente adaptándolo a una serie de válvulas.

**Materiales:** Pistón de aluminio, cilindro de plástico, sistema mecánico de biela-manivela, motor eléctrico, ruedas dentadas y válvulas reguladoras.

**Ventajas:** permite incrementar la presión y generar con suficiente potencia el movimiento lineal, así mismo controlar de manera más eficiente el sistema de presión.

**Desventajas:** Se debe realizar lubricación y mantenimiento del sistema de manera constante, a diferencia de otros sistemas este modelo genera una mayor fricción entre los materiales, razón por la cual se podría calentar el cilindro y se podría generar un mayor desgaste. Las paredes del cilindro restringen el movimiento lateral del sistema adaptado a una biela-manivela.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



**Figura 23:** Boceto #7 para las posibles alternativas de solución

**Descripción:** Este sistema cuenta con dos recipientes, el primero se encuentra fijo a una base con un volumen determinado de agua, el siguiente se dispone en la parte de arriba en la cual realiza un movimiento alternativo, que a su vez se basa en el movimiento circular uniforme de un mecanismo de biela-manivela, que es accionado a partir de un motor eléctrico para ejecutar la operación deseada, en este

caso se basa en el movimiento cíclico del

recipiente para captar aire en un determinado tiempo basado en la necesidad de suministro para el paciente, por lo cual se adapta un regulador que permite incrementar o reducir el número de ciclos.

**Materiales:** Recipiente humidificador de oxígeno, piseta de laboratorio con la base hueca, manguera para suministro de oxígeno medicinal, máscara de oxígeno, motor eléctrico, sistema de biela manivela, módulo regulador de velocidad para un motor DC.

**Ventajas:** Su bajo costo lo hace un prototipo deseable debido a que no solo su costo de fabricación es bajo, sino que de igual manera los costos de mantenimiento se reducen notoriamente, con respecto a otros modelos de ventiladores mecánicos.

**Desventajas:** Se consideran varios aspectos como, la ineficiencia en el uso de espacio, el tratamiento del agua en los dos recipientes debido a que no se realiza un sello total de los recipientes para su uso, la calidad del aire que se recibe en el recipiente teniendo en cuenta las condiciones sanitarias en las que se encuentra.

#### 4.5 Comparación por pares

Para conocer la importancia y de igual manera las características y los porcentajes requeridos de los sistemas se emplea la comparación por pares.

MECANISMOS:

**1. Bolsa AMBU**

**2. FUELLE**

**3. PISTÓN**

**4. FLUIDOS**

FACIL FABRICACIÓN	1	VS	PESO	2
FACIL FABRICACIÓN	1	VS	RESISTENCIA	2
FACIL FABRICACIÓN	1	VS	EFICIENCIA	2
FACIL FABRICACIÓN	1	VS	FACIL ENSAMBLAJE	2
FACIL FABRICACIÓN	2	VS	COSTO	1
FACIL FABRICACIÓN	2	VS	TAMAÑO	1
FACIL FABRICACIÓN	1	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	2
SUBTOTAL PUNTOS	9			

PESO	1	VS	RESISTENCIA	2
PESO	2	VS	CANTIDAD DE COMP.	1
PESO	1	VS	EFICIENCIA	2
PESO	1	VS	FACIL ENSAMBLAJE	2
PESO	1	VS	COSTO	2
PESO	1	VS	TAMAÑO	2
PESO	1	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	2
SUBTOTAL PUNTOS	8			

RESISTENCIA	2	VS	CANTIDAD DE COMPONENTES	1
RESISTENCIA	1	VS	EFICIENCIA	2
RESISTENCIA	2	VS	FACIL ENSAMBLAJE	1
RESISTENCIA	2	VS	COSTO	1
RESISTENCIA	2	VS	TAMAÑO	1
RESISTENCIA	2	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	1
SUBTOTAL PUNTOS	11			



## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

CANTIDAD DE COMPONENTES	1	VS	EFICIENCIA	2
CANTIDAD DE COMPONENTES	1	VS	FACIL ENSAMBLAJE	2
CANTIDAD DE COMPONENTES	1	VS	COSTO	2
CANTIDAD DE COMPONENTES	1	VS	TAMAÑO	2
CANTIDAD DE COMPONENTES	2	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	1
<b>SUBTOTAL PUNTOS</b>	<b>6</b>			

EFICIENCIA	2	VS	FACIL ENSAMBLAJE	1
EFICIENCIA	2	VS	COSTO	1
EFICIENCIA	2	VS	TAMAÑO	1
EFICIENCIA	2	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	1
<b>SUBTOTAL PUNTOS</b>	<b>8</b>			

FACIL ENSAMBLAJE	1	VS	COSTO	2
FACIL ENSAMBLAJE	2	VS	TAMAÑO	1
FACIL ENSAMBLAJE	2	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	1
<b>SUBTOTAL PUNTOS</b>	<b>5</b>			

COSTO	2	VS	TAMAÑO	1
COSTO	2	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	1
<b>SUBTOTAL PUNTOS</b>	<b>4</b>			

TAMAÑO	2	VS	RELACIÓN CON OTROS COMP.	1
<b>SUBTOTAL PUNTOS</b>	<b>2</b>			

RESULTADOS		
CARACTERÍSTICAS	PUNTOS	%
FACIL FABRICACIÓN	9	8,57%
PESO	10	9,52%
RESISTENCIA	15	14,29%
CANTIDAD DE COMPONENTES	8	7,62%
EFICIENCIA	16	15,24%
FACIL ENSAMBLAJE	13	12,38%
COSTO	13	12,38%
TAMAÑO	11	10,48%
RELACIÓN CON OTROS COMP.	10	9,52%
<b>TOTALES</b>	<b>105</b>	<b>100%</b>

**Tabla 2:** Sistema de comparación por pares para 4 alternativas de solución

**Basado en:** Robot Facial Diseño y construcción (Barrantes O. y otros, 2008) Pagina 119

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos en la ponderación total de la comparación por pares se visualiza que las características de fabricación en las cuales se debe precisar son en primer lugar la eficiencia, en segundo lugar, la resistencia y no menos importante y determinados por el mismo puntaje el costo y el ensamblaje.

### 4.6 Matriz de calidad Q.F.D.

La matriz de calidad QFD (por sus siglas en inglés (Quality Function Design) permite establecer en términos de características técnicas (CT) los requerimientos de diseño necesarios para el diseño y construcción del ventilador mecánico estableciendo ponderaciones específicas a estas características y elementos de juicio para la toma de decisiones frente a la mejor solución en cada subsistema.

MATRIZ DE CALIDAD (Q.F.D.) RESPIRADOR MECÁNICO		PONDERACIÓN	CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS (CT)							
			TIEMPO DE FABRICACIÓN	MATERIAL	PESO	CANT. DE COMP.	EFICIENCIA	SIST. MECANICOS	COSTO	TAMAÑO Y FORMA
GRADO DE CORRELACIÓN			UNIDADES DE MEDIDA							
RELACIÓN FUERTE 10 RELACIÓN NORMAL 5 RELACIÓN DÉBIL 3 SIN RELACIÓN 1		Horas		Gr.	No.			\$	mm	
REQUERIMIENTOS	CON MATERIAL DE FÁCIL FABRICACIÓN	8,57%	10	10	3	3	10	10	5	5
	QUE SEA LIVIANO	9,52%	1	5	5	5	5	5	10	5
	QUE SEA RESISTENTE	14,29%	5	5	10	10	5	10	3	10
	QUE TENGA POCOS COMPONENTES	7,62%	1	1	5	1	3	5	1	3
	QUE CUMPLA SU FUNCIÓN ADECUADA.	15,24%	10	10	5	10	10	10	3	5
	FÁCIL DE DESARMAR	12,38%	5	5	5	5	5	5	1	5
	QUE SEA ECONÓMICO	12,38%	5	5	3	10	1	5	10	5
	QUE SEA DE TAMAÑO ADECUADO	10,48%	5	5	5	5	3	10	3	5
	BUENA RELACION ENTRE LOS COMP.	9,52%	5	5	1	5	10	10	5	10
	$\Sigma$		47	51	42	54	52	70	41	53


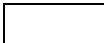
ORDEN DE PRIORIDAD	8	3	7	6	2	4	5	1
 PRIORIDADES	TIEMPO DE FABRICACIÓN	MATERIAL	PESO	CANT. DE COMP.	EFICIENCIA	SIST. MECANICOS	COSTO	TAMAÑO Y FORMA
 SECUNDARIAS								

Tabla 3: Matriz Q.F.D.

Basado en: Robot Facial Diseño y construcción (Barrantes O. y otros, 2008) Pagina 120

Basado en los resultados de la matriz QFD se evidencia que las características con mayor ponderación resultan fundamentales para el diseño y construcción del ventilador mecánico planteado, por lo que se reflejan en la primera ubicación los sistemas mecánicos, en la segunda la cantidad de componentes implicados, la eficiencia de funcionamiento y el tamaño y forma planteados.

## 4.7 Selección de la mejor solución

### 4.7.1 Matriz de decisión

Teniendo en cuenta en el sistema de la matriz planteado en el libro de Diseño de maquinaria de Robert L. Norton se implican las características anteriormente planteadas, lo cual ayuda a identificar la mejor solución posible, considerando una serie de categorías relevantes al momento de diseñar el ventilador mecánico como eficiencia, resistencia, sistemas mecánicos, cantidad de componentes entre otros.

Basado en la ponderación llevada a cabo en la matriz se tiene en cuenta la primera propuesta de solución, que a su vez cuenta con cuatro sistemas mecánicos planteados durante el diseño de esta, por lo que el de mayor ponderación es el mecanismo de pinza debido a su alta eficiencia.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

	Tiempo de fabricación	Material	Peso	Cantidad de componentes	Eficiencia	Sistemas mecánicos	Costo	Tamaño y forma	Resistencia	Rango
Factor de Ponderación	8,57%	10,48%	9,52%	7,62%	15,24%	12,38%	12,38%	9,52%	14,29%	100%
DISEÑO 1	3 25,71	3 31,44	2 19,04	3 22,86	3 45,72	3 37,14	3 37,14	3 28,56	2 28,58	276,19
DISEÑO 2	2 17,14	2 20,96	2 19,04	3 22,86	3 45,72	3 37,14	3 37,14	3 28,56	3 42,87	271,43
DISEÑO 3	1 8,57	1 10,48	2 19,04	2 15,24	2 30,48	3 37,14	2 24,76	2 19,04	1 14,29	179,04
DISEÑO 4	2 17,14	3 31,44	2 19,04	3 22,86	2 30,48	2 24,76	3 37,14	2 19,04	2 28,58	230,48

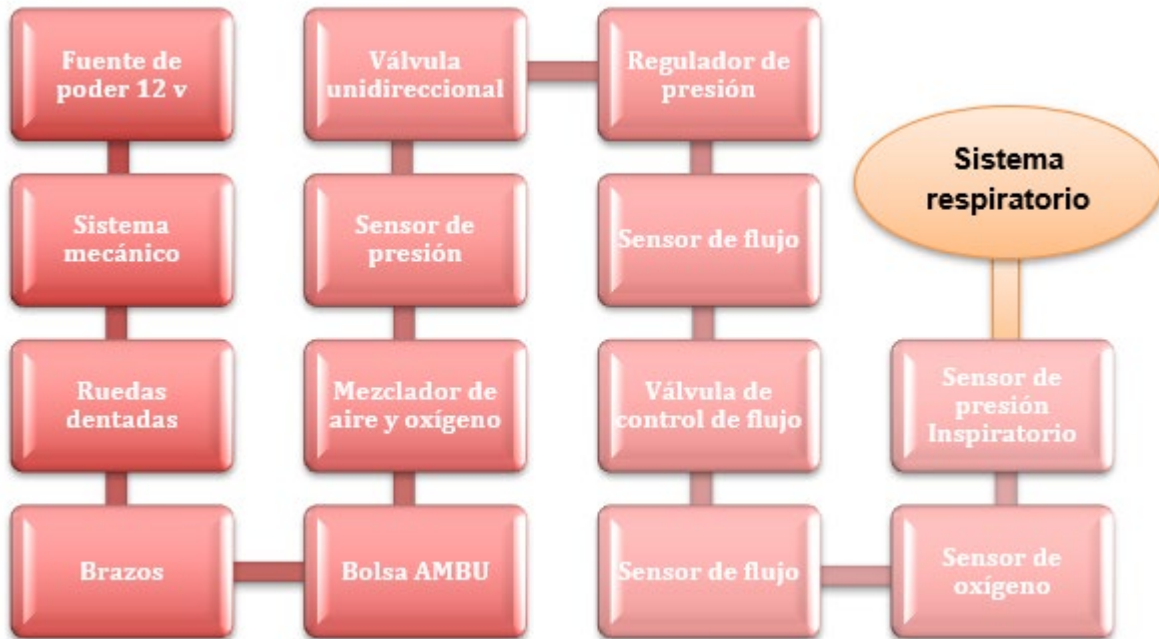
	Tiempo de fabricación	Material	Peso	Cantidad de componentes	Eficiencia	Sistemas mecánicos	Costo	Tamaño y forma	Resistencia	Rango
Factor de Ponderación	8,57%	10,48%	9,52%	7,62%	15,24%	12,38%	12,38%	9,52%	14,29%	100%
DISEÑO 1 (A)	3 25,71	3 31,44	2 19,04	3 22,86	3 45,72	3 37,14	3 37,14	3 28,56	2 28,58	276,19
DISEÑO 1 (B)	3 25,71	2 20,96	3 28,56	3 22,86	2 30,48	2 24,76	3 37,14	2 19,04	2 28,58	238,09
DISEÑO 1 (C)	2 17,14	2 20,96	2 19,04	1 7,62	3 45,72	3 37,14	2 24,76	2 19,04	2 28,58	220
DISEÑO 1 (D)	2 17,14	2 20,96	2 19,04	3 22,86	2 30,48	2 24,76	2 24,76	3 28,56	1 2	202,85

**Tabla 4:** Matriz de decisión de Robert L. Norton para los sistemas mecánicos propuestos

PARAMETROS DE NOTAS	
1	NO CUMPLE
2	CUMPLE MEDIANAMENTE
3	CUMPLE SATISFACTORIAMENTE

#### 4.8 Diagrama de bloques del ventilador mecánico

Teniendo en cuenta el diseño del ventilador mecánico se procede a realizar los detalles a través de un diagrama de bloques que se muestra a continuación.



**Figura 24:** Diagrama de Bloques del módulo de ventilación mecánica  
**Basado en:** “Diseño de Ventiladores” <https://n9.cl/z8vs>

Los ventiladores mecánicos constan de varias partes las cuales permiten el funcionamiento de este, figura 24, de igual manera para que se lleve a cabo, el proceso de inspiración espiración. La fuente de poder es un dispositivo que convierte la corriente alterna en continua y así alimenta los demás dispositivos que son conectados a la misma, el sistema mecánico este compuesto por una plataforma y ruedas dentadas las cuales generan el movimiento de los brazos del sistema, ejerciendo una apertura y un cierre de los brazos, los cuales son los encargados de generar la presión en la bolsa AMBU.

La válvula unidireccional es un dispositivo mecánico que permite que el fluido circule a través de esta y en solo una dirección, cuando se detiene el flujo, esta procede a cerrarse, el sensor de presión como su nombre lo indica es el encargado de medir la presión de los gases y de los líquidos, el mezclador del aire y oxígeno permite controlar la concentración y el flujo de oxígeno, el regulador de presión permite reducir la presión de un fluido dentro de una red, esto varía dependiendo la presión de entrada y el caudal, el sensor de flujo permite determinar cuándo está circulando un líquido o un gas, estos son de tipo apagado encendido, la válvula de control de flujo es usada para moderar el flujo de un fluido, la cual se comporta como un orificio de área continuamente variable modificando la pérdida de carga, el sensor de oxígeno es el que permite la monitorización de los pacientes ventilados, midiendo el contenido de oxígeno del gas respiratorio de forma continua, el sensor de presión inspiratorio cumple la función de medir el flujo real, la presión y el volumen del paciente, estos sensores importantes ya que permiten asegurarla mezcla de aire y oxígeno.

### **4.9 Parámetros iniciales para la ventilación mecánica**

Un paciente de 58 años presenta síntomas asociados con la pandemia del COVID-19 por lo que presenta tos seca constante, dificultad para respirar, fatiga y fiebre con una temperatura mayor a los 38° C con comorbilidades asociadas a hipertensión y diabetes. Por lo que requiere atención médica de manera inmediata para ser ingresado a una unidad de cuidados intensivos.

El paciente acude a la unidad de cuidados intensivos más cercana describiendo su situación actual y asumiendo que su contagio está asociado al contacto con una persona positiva para COVID-19 que en esos momentos no presentaba ningún síntoma de este (paciente

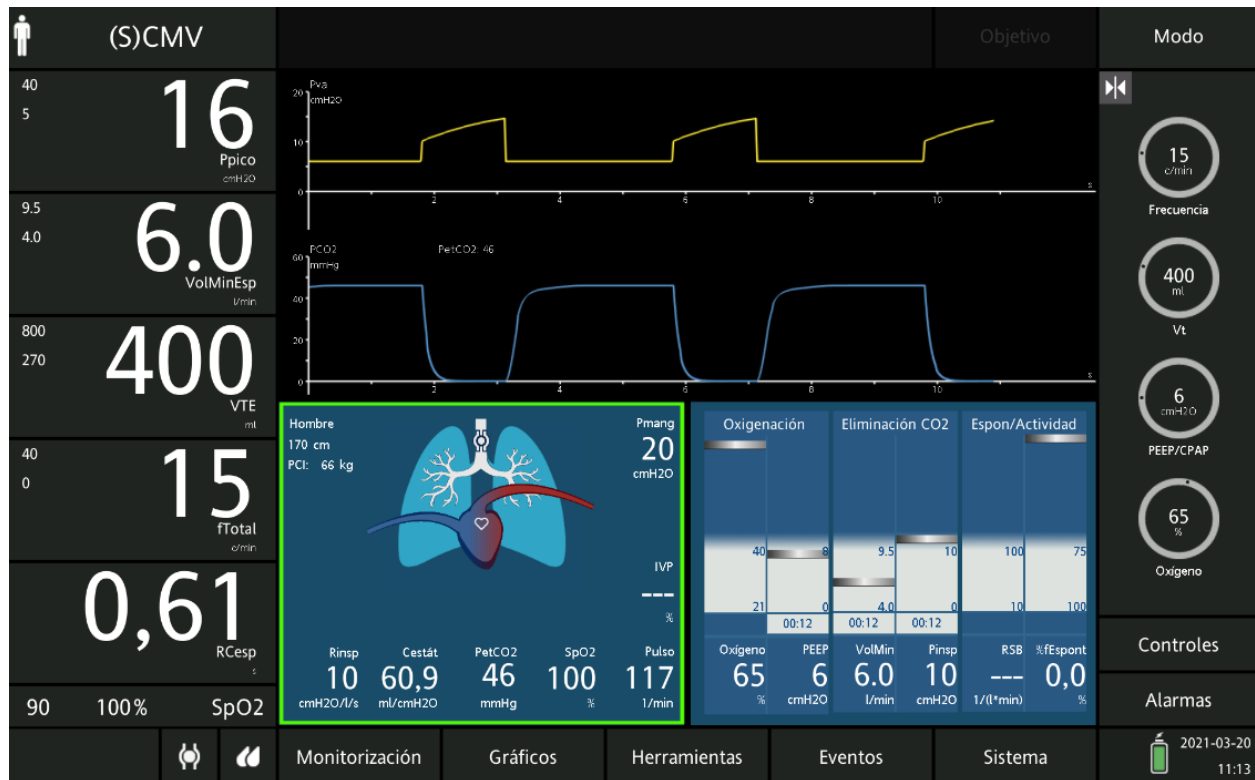
## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

asintomático). Por lo que dentro de la UCI se realizan las respectivas pruebas de diagnóstico teniendo en cuenta que la persona presenta una fiebre elevada, su SaO<sub>2</sub> está por debajo de los niveles estándar (90 a 100) en un 78%, así mismo cabe señalar que este paciente presenta un cuadro de insuficiencia respiratoria hipoxémica por lo que es necesaria la intervención de un equipo de ventilación mecánica.

Por lo tanto, el personal encargado procede a internar al paciente en una zona aislada y así mismo a seguir los parámetros necesarios para suplir la carencia respiratoria del paciente, con la ayuda del ventilador mecánico, por lo que se tienen en cuenta los siguientes datos:

- Modo de Ventilación: CMV (Ventilación Mandatoria continua por volumen o por Presión)
- Volumen Tidal o Corriente de 6 ml/Kg asociado a la altura del paciente (1,70 m) y su peso en Kilogramos (66 kg) por lo que se adecúa un volumen de 400 ml/Kg.
- Se programa la PEEP basado en los valores recomendados de 5 a 8 cmH<sub>2</sub>O y acorde a estos valores se asume la presión pico y la presión meseta.
- Se plantea la relación inspiración-espriación de 1:2 y se sube si y solo si el paciente lo requiere según el patrón restrictivo u obstructivo.
- La FiO<sub>2</sub> debe oscilar entre el 60 y el 100% por desplazamiento de N la cual evita el colapso alveolar del paciente, por lo que se inicia con un valor del 65%.
- Se tiene en cuenta la frecuencia respiratoria en valores entre 12 y 25 rpm de acuerdo con las características del paciente por lo que se plantea un valor de 15 rpm.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



**Figura 25:** Simulación de un paciente sometido a ventilación mecánica con modo de ventilación CMV  
Tomado de: Simulador Hamilton C6 <https://tinyurl.com/yzbufshl>

De acuerdo con las condiciones anteriormente mencionadas se tiene en cuenta un simulador de ventilación mecánica en tiempo real, figura 25, en el cual se muestra la gráfica de presión sobre tiempo que vincula la presión pico con un valor de 16 cmH<sub>2</sub>O y la presión meseta, implicando en valor programado inicialmente en el modo de ventilación de la PEEP que es de 6 cmH<sub>2</sub>O, así mismo se muestra la gráfica de presión parcial de dióxido de carbono (CO<sub>2</sub>) que se muestra en unidades mmHg (Milímetros de mercurio)



## 5. DISEÑO DEL MÓDULO DE VENTILACIÓN MECÁNICA

### 5.1 Análisis cinemático del modelo de Ventilación Mecánica

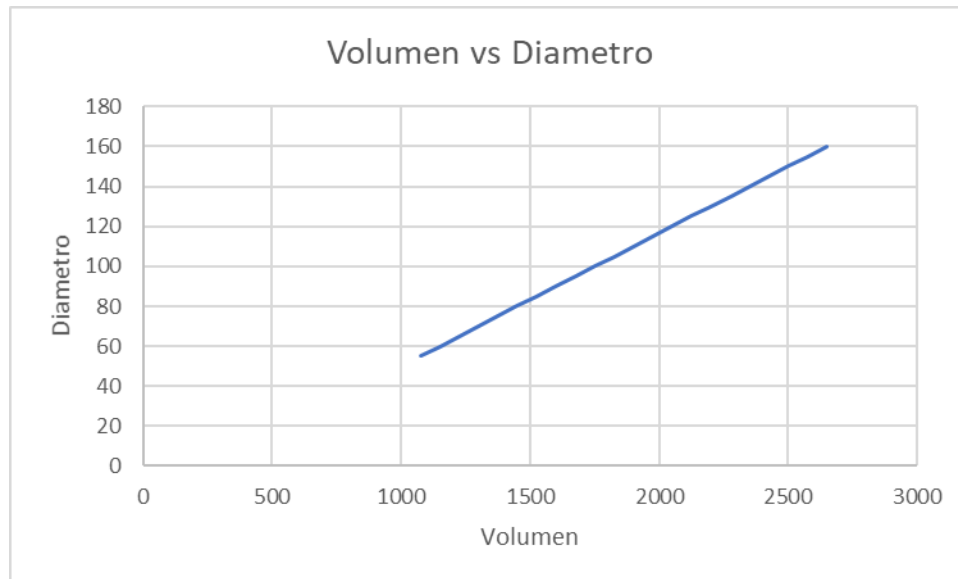
#### 5.1.1 Relación Volumen vs Diámetro

Con respecto a esta relación lo primero que se vincula son los datos necesarios para la obtención de este análisis comparativo como en este caso son los datos proporcionados en la ficha técnica de la bolsa AMBU o resucitador manual, los cuales están asociados a sus dimensiones por lo que los datos, en este caso tienen que ver con su volumen inicial y su volumen final que se vincula cuando la bolsa es comprimida manualmente y como resultado de esta compresión los niveles de presión de la bolsa tienden a aumentar.

Así mismo se emplea el software Autodesk Inventor para el cálculo del volumen de la bolsa al momento de ser comprimida, implicando las dimensiones generales de la bolsa indicadas en la respectiva ficha técnica de la misma.



**Figura 26:** Volumen de la Bolsa AMBU antes y durante la compresión  
Tomado de: Autodesk Inventor 2020

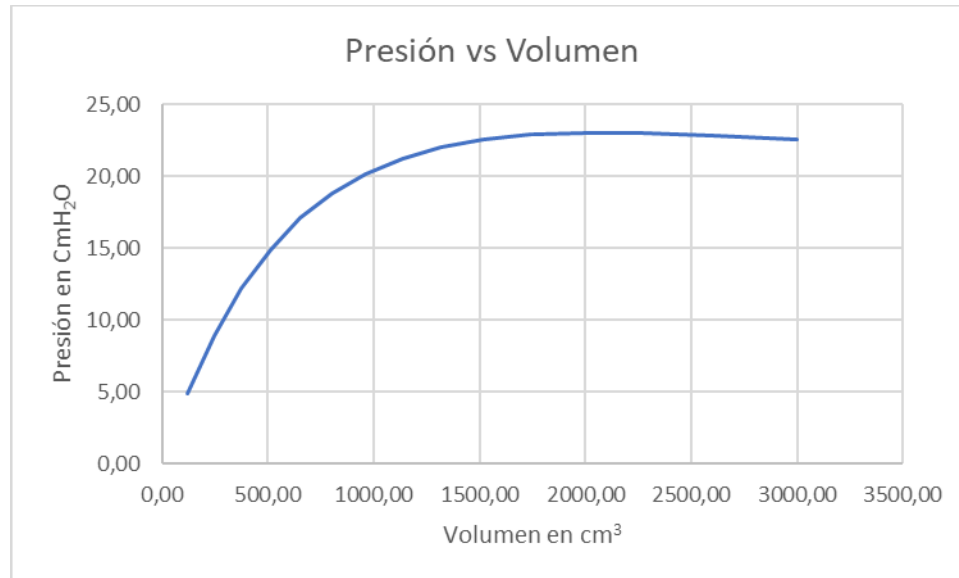


**Figura 27:** Relación de Volumen con respecto al diámetro

### 5.1.2 Relación Volumen vs Presión

Para empezar con este análisis es necesario implicar los datos técnicos de la Bolsa AMBU o resucitador manual teniendo en cuenta, el volumen total de la bolsa y la presión máxima a la que puede llegar teniendo en cuenta que no debe superar los 45 cmH<sub>2</sub>O por lo que en algunas ocasiones se hace necesario el uso de una válvula PEEP para restringir los altos niveles de presión en el paciente.

Luego de haber obtenido estos valores se implica la fórmula de los gases ideales de Boyle ( $P_1V_1=P_2V_2$ ) con valores de volumen de volumen entre el valor máximo de 2600 cm<sup>3</sup> y el valor mínimo de 1075 cm<sup>3</sup> y para la presión un valor máximo de 44 cmH<sub>2</sub>O y un valor mínimo de 2 cmH<sub>2</sub>O.



**Figura 28:** Relación de Presión con respecto al Volumen

### 5.1.3 Cinemática del sistema de Pinza

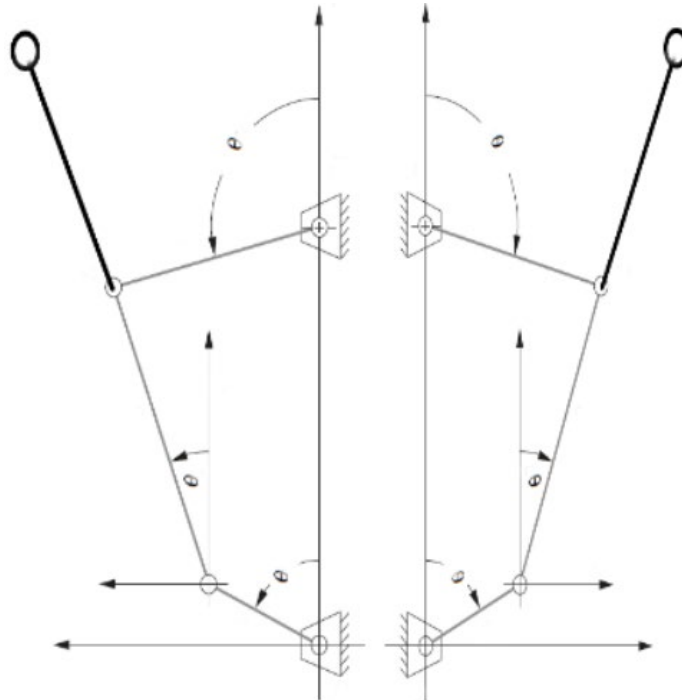
#### 5.1.3.1 Ley de Grashof

Esta ley se emplea en este caso para los mecanismos con eslabonamiento de cuatro o más barras teniendo en cuenta articulaciones y grados de libertad simples, por tanto, la condición de Grashof es una relación muy simple la cual predice el comportamiento de rotación de un determinado sistema de eslabonamiento, basado en la longitud de cada eslabón.

El análisis cinemático del sistema mecánico empleado se realiza con el fin de verificar los movimientos ejercidos por este, se parte de un sistema de referencia con el propósito de analizar, los movimientos ejercidos por la pinza mecánica, por tanto, se emplea un sistema de coordenadas cartesianas para poder determinar cuáles son los movimientos más comunes con relación a su posición, velocidad y aceleración y a partir de estos se puede inferir un análisis más detallado.

De acuerdo con este análisis en un primer momento se vincula lo que tiene que ver con la estructura de un mecanismo de cuatro barras el cual se implica en este caso para el sistema de

pinza empleado para los ciclos de ventilación mecánica, por lo tanto, se dispone el método de análisis de Grashof que consiste en la aplicación de algebra vectorial para la representación y descripción de un objeto teniendo en cuenta su localización en un sistema de referencia fijo.



**Figura 29:** Representación de Grashof para un mecanismo de Cuatro Barras asociado al sistema de Pinza  
Tomado de: Diseño de Maquinaria Robert L. Norton 2da Edición página 165

Luego de asociar el modelo de mecanismo de cuatro barras de Grashof (Paralelogramo) se vincula en este caso al sistema mecánico empleado (Figura 29) donde se muestra la cadena de eslabonamientos vinculados al sistema de pinza teniendo en cuenta las coordenadas cartesianas en las que se ubica este sistema y cada uno de sus componentes.

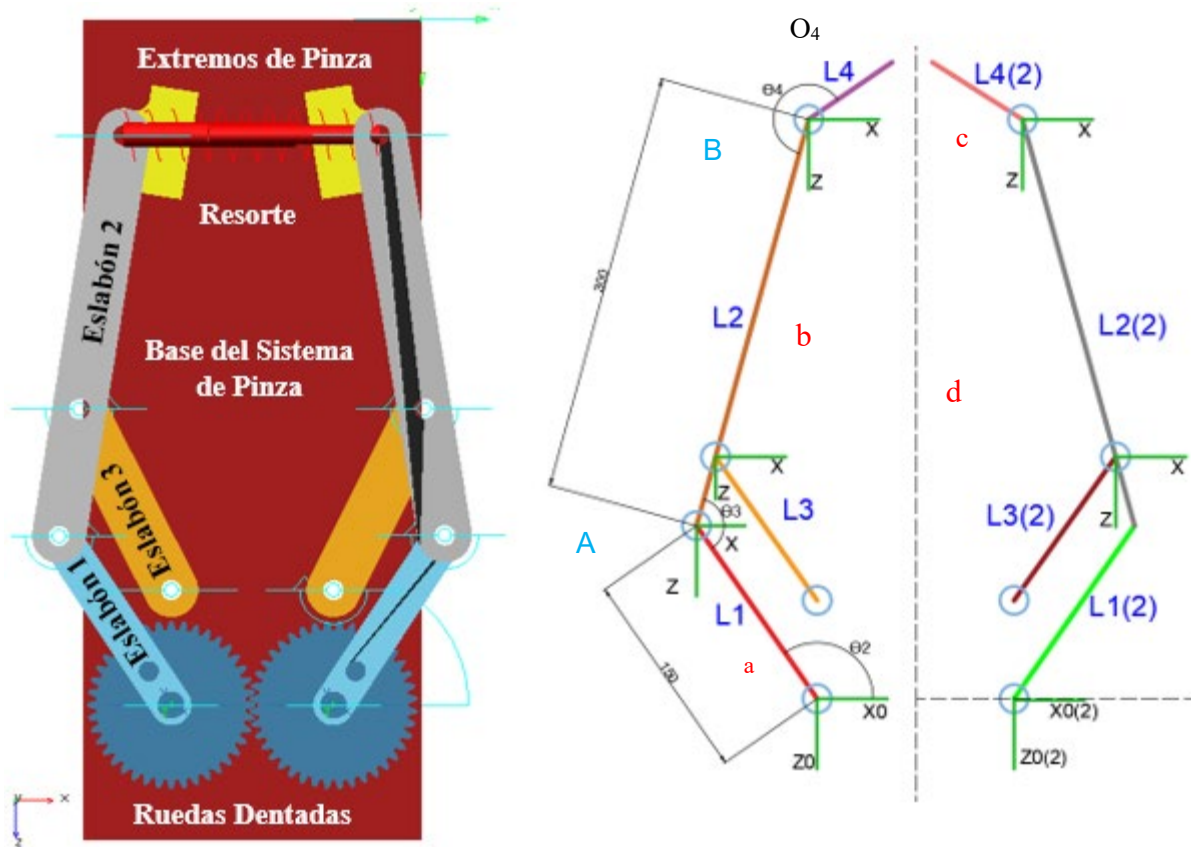


Figura 30: Diagrama de Cuerpo Libre del sistema de Pinza y sus ejes coordenados a partir de cada eslabón

### 5.1.3.2 Análisis algebraico de posición de eslabonamientos

Para los eslabonamientos con un GDL de cuatro barras se utiliza un parámetro para definir las posiciones de los eslabones, es decir que se escoge un ángulo del eslabón de entrada, en este caso es  $\theta_2$ , como en la figura 30. De igual manera se conocen las longitudes de los eslabones L1 Y L2, y se desea encontrar  $\theta_3$ ,  $\theta_4$  para este análisis se comienza por las coordenadas del punto A

$$A_x = a \cos \theta_2 \quad (1)^3$$

$$A_y = a \sin \theta_2 \quad (2)^4$$

<sup>3</sup> (Norton, 2009) P. 162

<sup>4</sup> Ibid. P.162

Ahora para encontrar la coordenada del punto B se utilizan las siguientes ecuaciones respecto a A y O<sub>4</sub>

$$b^2 = (B_x - A_x)^2 + (B_y - A_y)^2 \quad (3)^5$$

$$C^2 = (B_x - d)^2 + B_y^2 \quad (4)^6$$

Las cuales generan un par de ecuaciones simultaneas en  $B_x$  y en  $B_y$

Restando la ecuación (4) de la (3) se obtiene una expresión para  $B_x$

$$B_x = \frac{a^2 - 10^2 + C^2 - d^2}{2(A_x - d)} - \frac{2A_y B_y}{2(A_x - d)} = S - \frac{2A_y B_y}{2(A_x - d)} \quad (5)$$

Sustituyendo la ecuación (5) en la ecuación (4) se obtiene una ecuación cuadrática en  $B_y$  de la siguiente manera.

$$B_y^2 + \left( S - \frac{A_y B_y}{A_x - d} - d \right)^2 - C^2 = 0 \quad (6)$$

Esta ecuación se puede resolver a través de una ecuación cuadrática

$$B_y = \frac{-Q \pm \sqrt{Q^2 - 4PR}}{2P} \quad (7)$$

Donde

$$P = \frac{A_y^2}{(A_x - d)^2} + 1$$

$$Q = \frac{2A_x(d - 5)}{A_x - d}$$

$$R = (d - s)^2 - C^2$$

$$S = \frac{a^2 - b^2 + C^2 - d^2}{2(A_x - d)}$$

---

<sup>5</sup> (Norton, 2009) P. 162

<sup>6</sup> Ibid. P.163

Ahora bien, los ángulos de los eslabones para esta posición se pueden encontrar a partir de las siguientes ecuaciones:

$$\theta_3 = \tan^{-1} \left( \frac{B_y - A_y}{B_x - d} \right) \quad (8)$$

$$\theta_4 = \tan^{-1} \left( \frac{B_y}{B_x - d} \right)$$

Estas ecuaciones se pueden resolver con funciones de arco tangente ya que los ángulos pueden estar en cualquier cuadrante.

### 5.1.3.3 Geometría de las ruedas dentadas asociadas al sistema de pinza

The screenshot shows the MSC Adams software interface for defining gear geometry. At the top, the Module is set to 2.97, Pressure Angle is 20.0, and the Axis of Rotation is Global Y. The gear parameters are organized into two columns: GEAR1 and GEAR2.

GEAR1		GEAR2	
Name	Driver_1	Name	Driven_1 External
Center Location	-72.6177431518	Center Location	47.3822568482
No. of Teeth	40	No. of Teeth	40
Gear Width	8.0	Gear Width	13.0
Bore Radius	0.0	Bore Radius	0.0
Profile	Standard	Profile	Standard
Profile Shift Coeff.	0.0	Profile Shift Coeff.	0.0
Addendum Factor	1.0	Addendum Factor	1.0
Dedendum Factor	1.25	Dedendum Factor	1.25
Tip Relief Start	0.0	Tip Relief Start	0.0
Tip Relief Coeff.	0.0	Tip Relief Coeff.	0.0
Crown Magnitude	0.0	Crown Magnitude	0.0
Geometry Settings: Profile points 5 Layers 4			

**Figura 31:** Geometría para la construcción de las ruedas dentadas en MSC Adams (Versión Estudiantil)

En la figura 31 se observan los parámetros necesarios para la construcción de las ruedas dentadas, donde se implican variables de construcción como el módulo, el número de dientes, el ángulo de presión, el espesor, la distancia entre centros y el eje de rotación de los engranes.

### 5.1.4 Análisis gráfico del sistema de Pinza

Para el análisis gráfico es necesario determinar que el sistema mecánico de pinza es simétrico, por lo cual solo se involucran 3 de los 6 eslabones, teniendo como referencia lo anteriormente mencionado. El análisis gráfico en este caso se determinará en el software de simulación MSC Adams View (Versión Estudiantil), que permite simular en tiempo real los movimientos, las fuerzas y los torques vinculados al sistema de pinza y así mismo presenta un análisis gráfico del conjunto de resultados de este.

#### 5.1.4.1 Obtención de resultados gráficos en el software de simulación

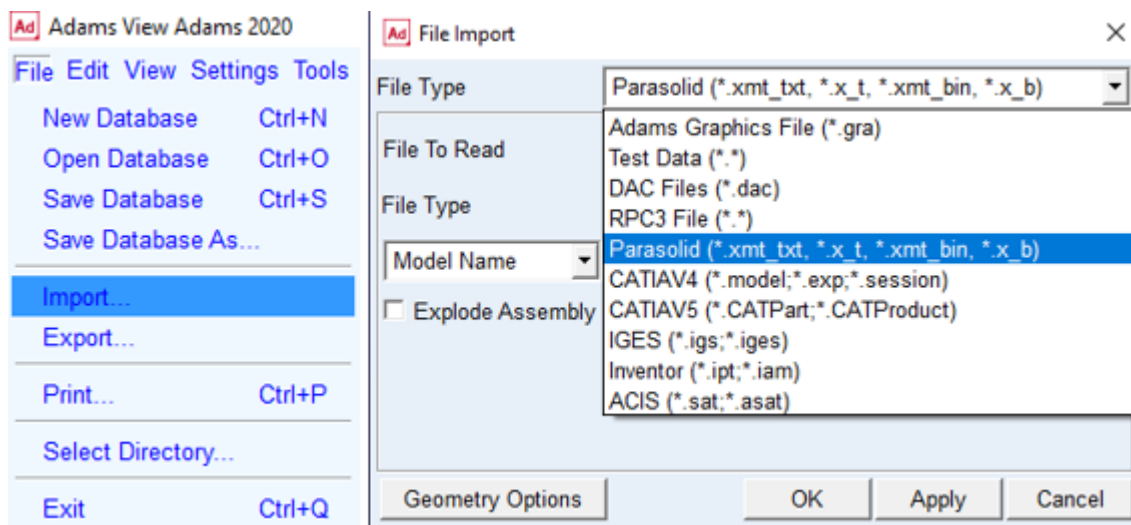


Figura 32: Importación del modelo CAD modelado en SolidWorks o Inventor

En este caso el software de simulación MSC Adams View permite realizar la importación de un modelo CAD modelado en SolidWorks, este modelo de ensamblaje o pieza, antes debe ser guardado en formato Parasolid, el cual esta disponible para SolidWorks. Posteriormente se realiza la importación como se observa en la Figura 33.



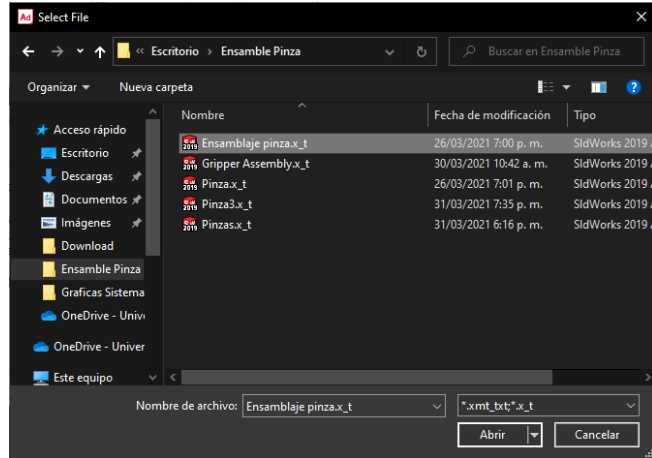


Figura 33: Archivo de importación en formato Parasolid a MSC Adams View

El ensamble de una determinada pieza o ensamble que se haya guardado en el respectivo formato de Parasolid será reconocido por el programa y se importará con las respectivas dimensiones, piezas y apariencia determinados con anterioridad en SolidWorks o Inventor.

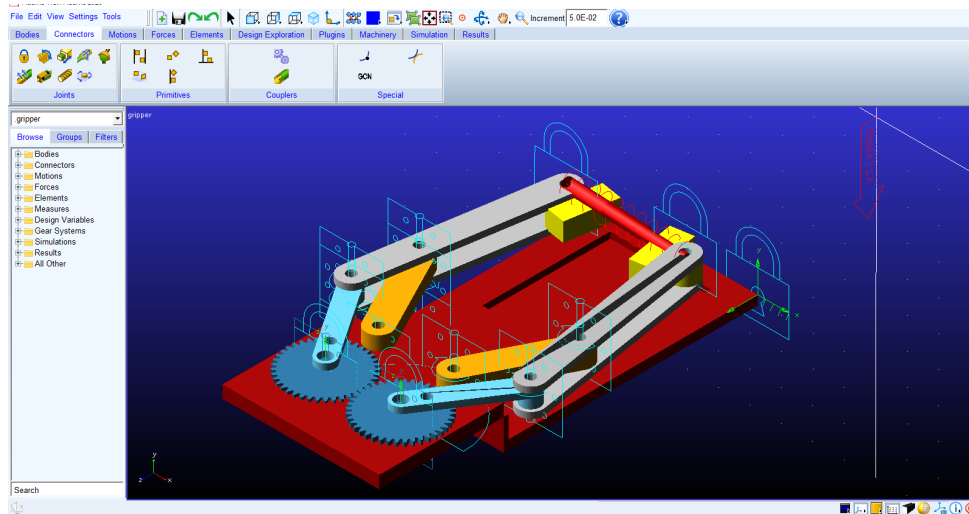


Figura 34: Ensamblaje importado a la interfaz del software de simulación

Luego de la importación del ensamble en SolidWorks se procede a realizar las respectivas articulaciones, fuerzas, materiales, centros de masa y apariencias de la pieza importada a Adams figura 33, en este caso los engranajes se pueden desarrollar en el

programa teniendo en cuenta sus dimensiones de construcción, ya que de esta manera el programa añadirá por defecto las restricciones y las articulaciones planteadas para el sistema.

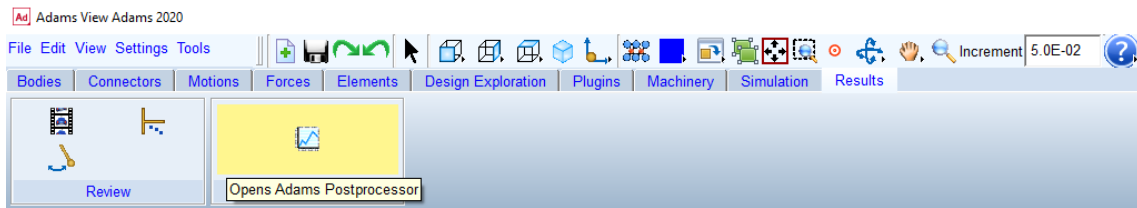


Figura 35: Adams Postprocessor para el análisis de resultados gráficos

Después de haber realizado la simulación de movimiento del sistema mecánico, se procederá a vincular el análisis de resultados en este caso a partir de diversas gráficas, por lo cual es necesario implicar el Adams Postprocessor que se encuentra en la Pestaña de resultados del Adams View figura 35.

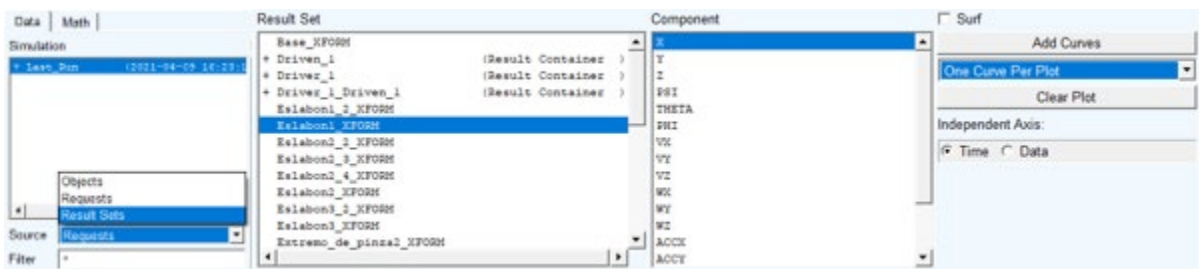


Figura 36: Proceso para la obtención de graficas en Adams Postprocessor

El Adams Postprocessor presentará la interfaz visualizada en la figura 35, por lo cual es necesario configurar un primer aspecto en la parte inferior izquierda en la pestaña de origen o source, en la que se tendrá como referencia el conjunto de resultados o como se denota en el programa Result Sets, este a su vez despliega una lista de elementos presentes en el modelo que tienen que ver con los componentes asociados, las articulaciones y restricciones del ensamble propuesto en el programa y dentro de este se seleccionará la pieza que será

vinculada al análisis gráfico y posteriormente se asocia la magnitud física requerida para el análisis.

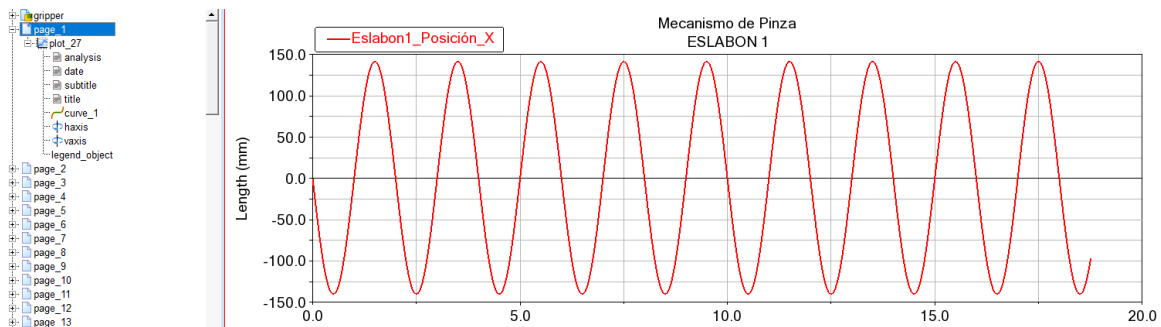


Figura 37: Análisis gráfico obtenida en Adams Postprocessor

Por último, se visualiza el resultado grafico de una determinada pieza o articulación como se observa en la figura 37 y en la parte izquierda se podrán visualizar las opciones del grafico como apariencia, titulo, nombre del gráfico, entre otros.

### 5.1.4.2 Graficas planteadas para el análisis cinemático

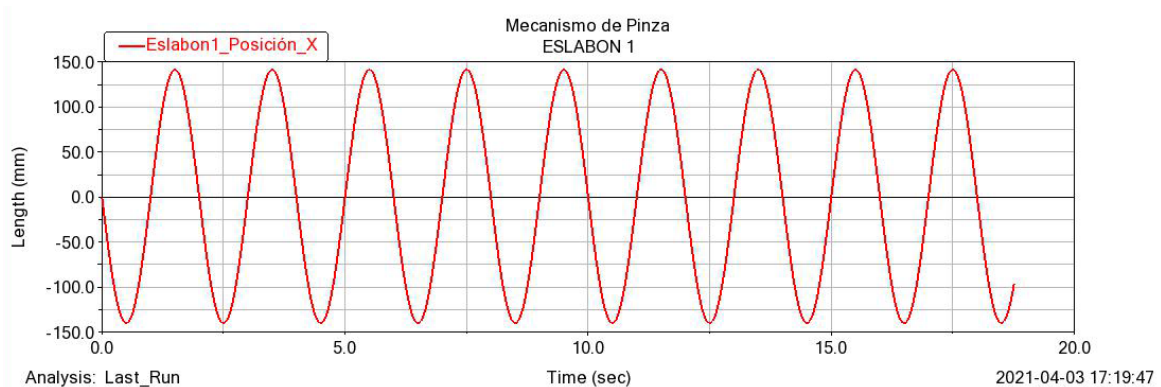
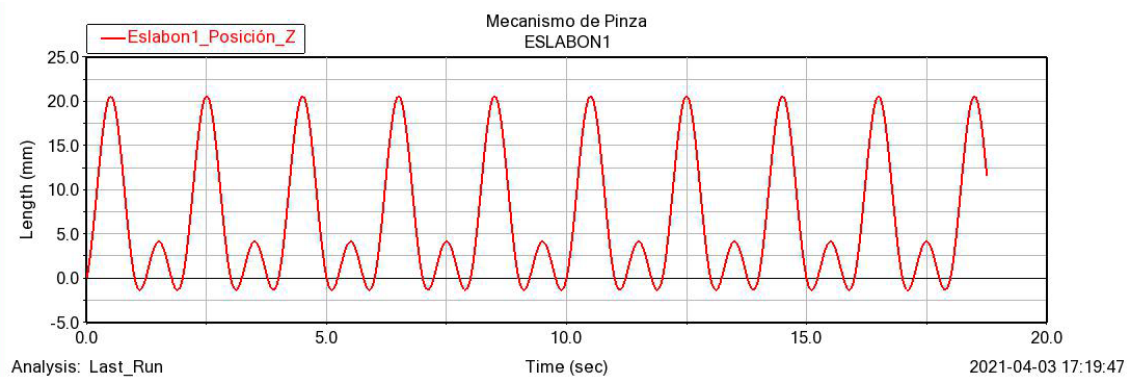


Figura 38: Posición del eslabón número 1 con respecto al eje X

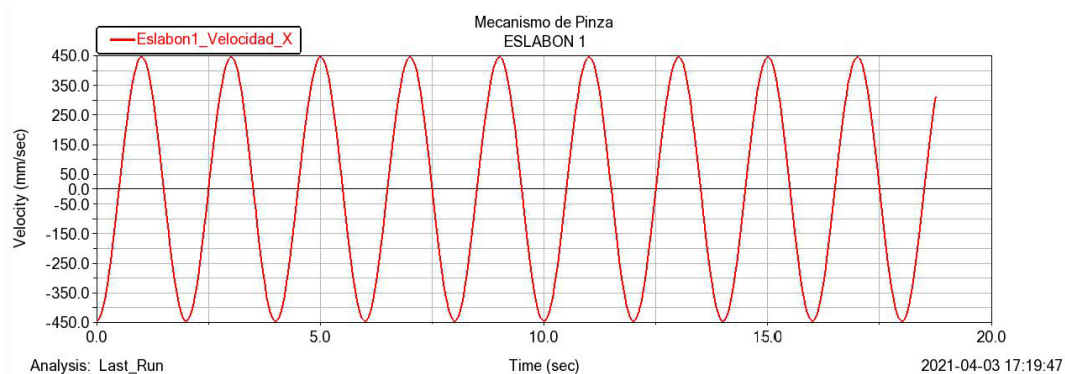
En la figura 38 se observa el comportamiento de la posición con respecto al tiempo en el eje X a partir del origen, así mismo se denota que su desplazamiento tiene puntos máximos que van

desde -150mm a partir de 1 segundo y hasta los 150 mm en 3 segundos, como se visualiza se genera una curva sinusoidal periódica.



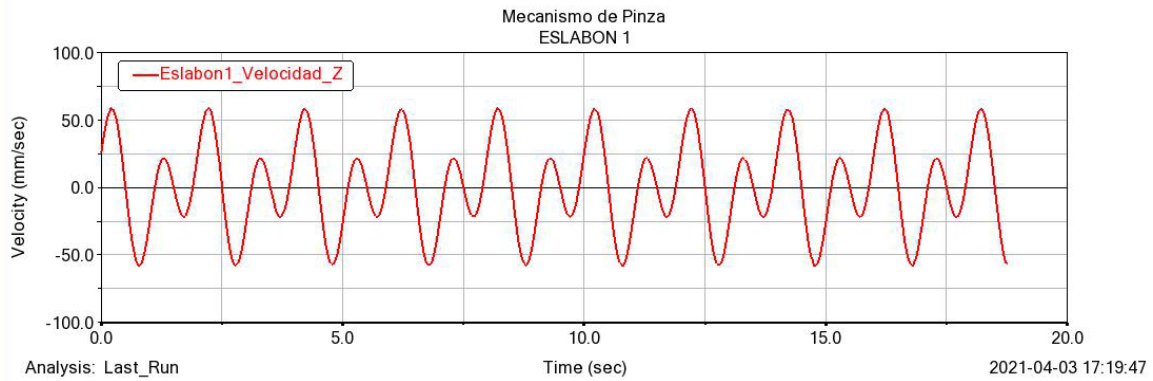
**Figura 39:** Posición del eslabón número 1 con respecto al eje Z

En la figura 39 se puede apreciar la posición del eslabón 1 con respecto al eje Z en la cual se visualizan dos máximos (mayor y menor) en un aproximado de 20,7 mm y 4,2 y un mínimo aproximado de -1,3 mm de acuerdo con la señal periódica presentada en la figura a lo largo del tiempo de 20 segundos.



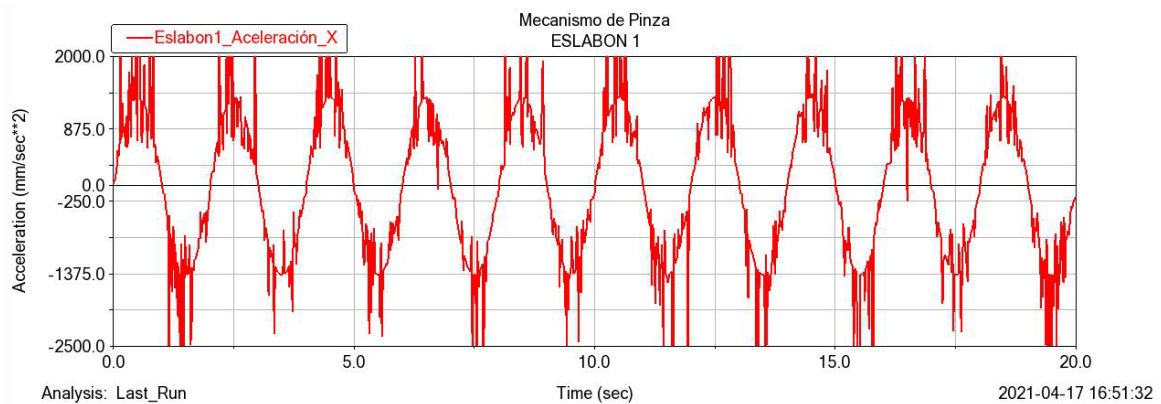
**Figura 40:** Velocidad del eslabón número 1 con respecto al eje X

En esta figura 40 se representa la velocidad reflejada en el eslabón 1 a lo largo del eje X, la cual parte de los -450 mm/seg a los 0 segundos y se visualiza como una señal sinusoidal que refleja una amplitud máxima de 450 mm/seg y una mínima de -450 mm/seg que se repite aproximadamente 10 veces de acuerdo con un tiempo de 20 segundos, es decir que representa un periodo de dos segundos.



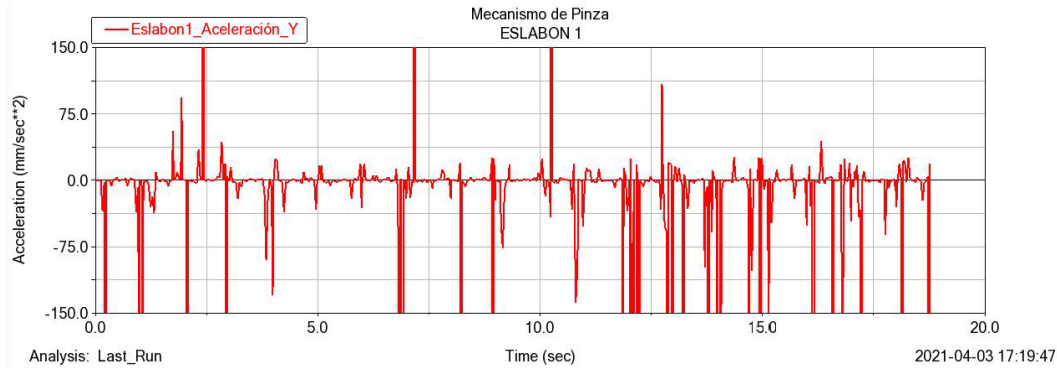
**Figura 41:** Velocidad del eslabón número 1 con respecto al eje Z

Esta señal es definida de acuerdo con la velocidad en el eje Z del eslabón 1, en la cual se muestran parámetros cíclicos relacionados entre sí, en los que se evidencian un periodo de acuerdo con la figura 41 de aproximadamente 3 segundos. Así mismo se reflejan dos puntos máximos (mayor y menor) de aproximadamente 60 mm/s y 24 mm/s y un mínimo local de aproximadamente -21 mm/s.



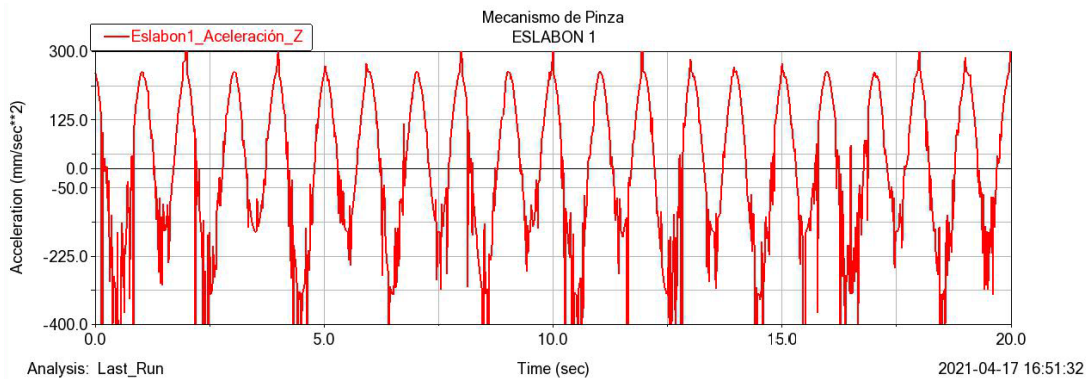
**Figura 42:** Aceleración del eslabón número 1 con respecto al eje X

En esta figura 42 se visualiza la aceleración que en este caso depende de la velocidad expresada en el eslabón 1, a partir del eje X con respecto al tiempo de recorrido en 20 segundos, se puede evidenciar que hay una variación en un Intervalo de segundos donde su amplitud es mayor en la parte positiva.



**Figura 43:** Aceleración del eslabón número 1 con respecto al eje Y

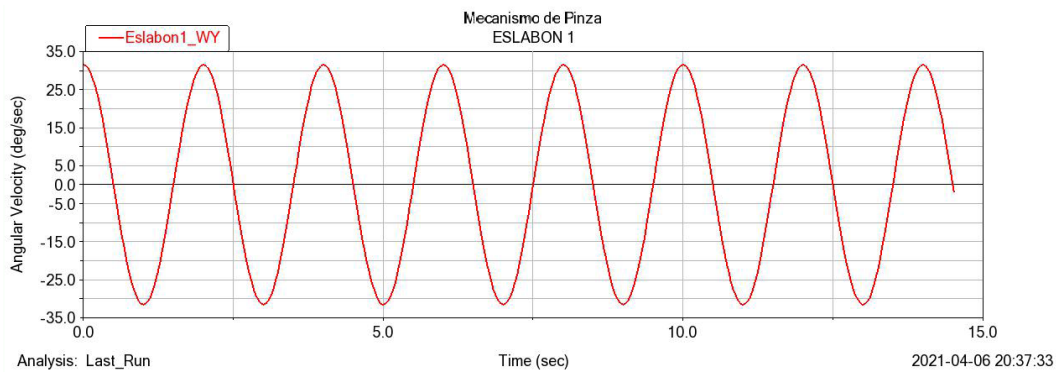
En la figura 43 se muestra la aceleración del eslabón 1 con respecto al eje Y, la cual depende de la velocidad reflejada en el mismo. Con respecto a la aceleración vemos un cambio progresivo frente a la amplitud, en su parte negativa expresada en el intervalo de tiempo de 10 a 20 segundos como se referencia en la gráfica. Los valores altos pueden deberse al método numérico empleado en el software de simulación, en esta gráfica podemos observar que la aceleración se expresa en un intervalo de tiempo de 20 segundos y desde 150 a -150 mm/s<sup>2</sup>.



**Figura 44:** Aceleración del eslabón número 1 con respecto al eje Z

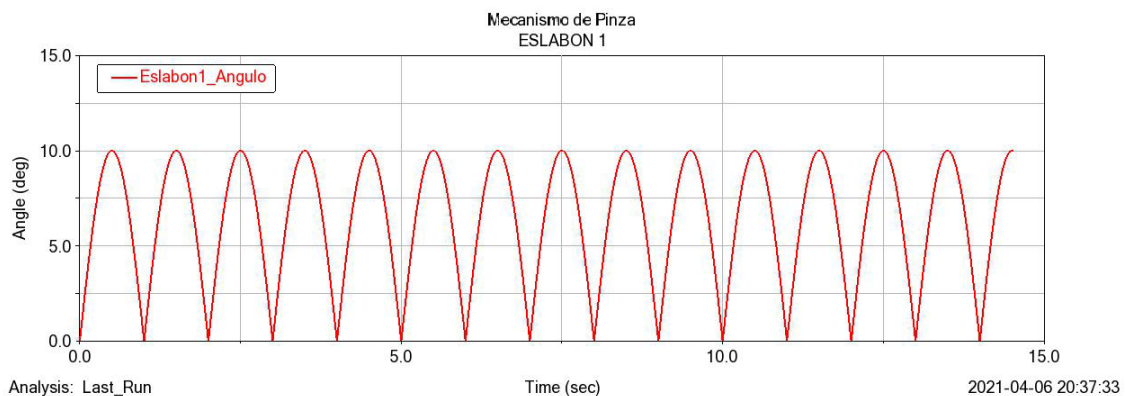
En la figura 44 se puede observar la aceleración con respecto al eje Z denotada en el eslabón 1, la cual depende de la velocidad reflejada en el mismo eje del eslabón, se observa que esta señal tiende a ser periódica con algunos cambios en el intervalo desde los 10 segundos y

hasta los 20 segundos los cuales se evidencian principalmente en la parte negativa del gráfico. Esta aceleración se expresa en un intervalo de 20 segundos y desde -400 hasta 300 mm/s<sup>2</sup>.



**Figura 45:** Velocidad Angular del eslabón número 1 con respecto al eje Y

En la figura 45 se presenta el análisis gráfico de la velocidad angular reflejada en el eslabón 1 en el eje Y, a partir de esta se evidencia una señal de tipo sinusoidal que se sitúa en un origen de (32,0) y que presenta un valor máximo de 32 en unidades de grados sobre segundos y un valor mínimo de -32 grados sobre segundo, estos valores se cumplen según la gráfica cada dos segundos en un periodo de tiempo de 15 segundos.



**Figura 46:** Ángulo reflejado en el eslabón número 1

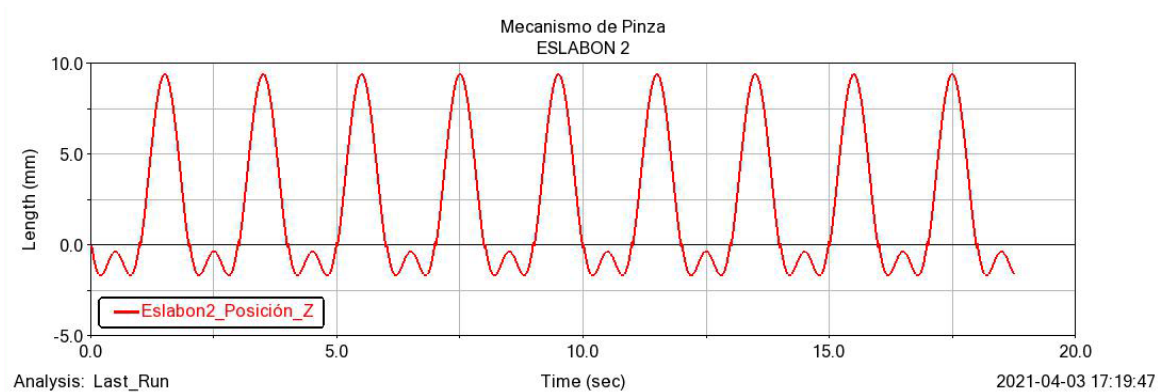
En la figura 46 se presenta el ángulo reflejado en el eslabón 1, el cual se visualiza como una señal periódica, que asciende y desciende de acuerdo con el tiempo en este caso el movimiento del ángulo es constante para cada segundo reflejando una onda periódica. Partiendo del origen (0,0) y teniendo un valor máximo en la señal de 10 de grados.





**Figura 47:** Posición del eslabón número 2 con respecto al eje X

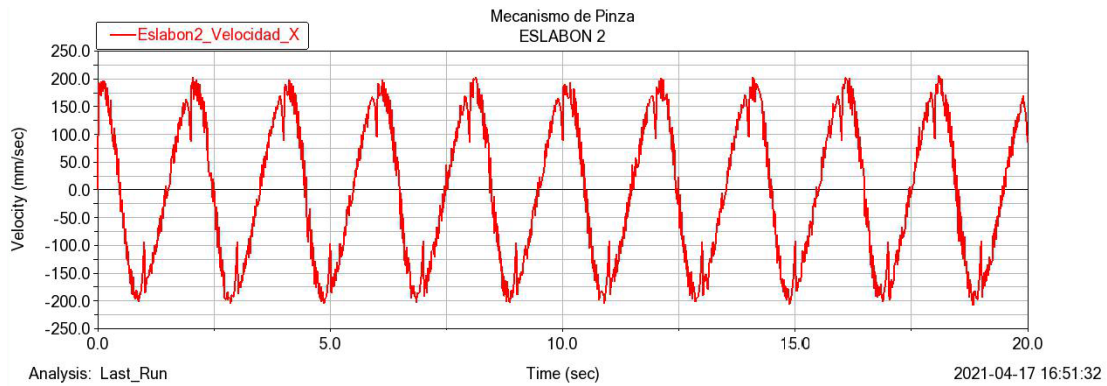
En la figura 47 se observa el comportamiento de la posición del eslabón 2 con respecto al tiempo en el eje X a partir del origen, así mismo se denota que su desplazamiento tiene un punto máximo que va aproximadamente hasta los 67 mm y uno mínimo de 50 mm y como se visualiza se genera una curva sinusoidal periódica con 10 ciclos en un tiempo de 20 segundos.



**Figura 48:** Posición del eslabón número 2 con respecto al eje Z

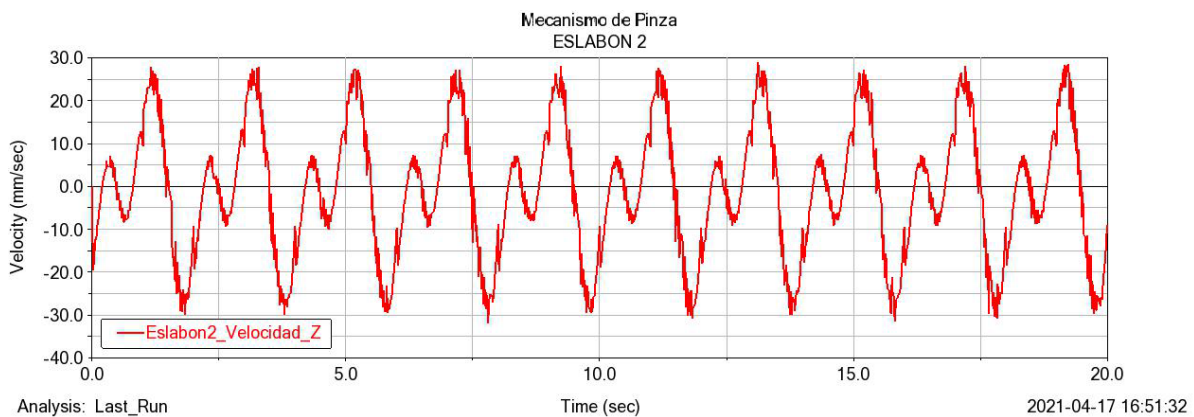
En la figura 48 se puede apreciar la posición del eslabón 2 con respecto al eje Z en la cual se visualizan dos máximos (mayor y menor) en un aproximado de -0,3 mm y 9,5 y un mínimo aproximado de -1,7 mm de acuerdo con la señal periódica presentada en la figura a lo largo del tiempo de 20 segundos.





**Figura 49:** Velocidad del eslabón número 2 con respecto al eje X

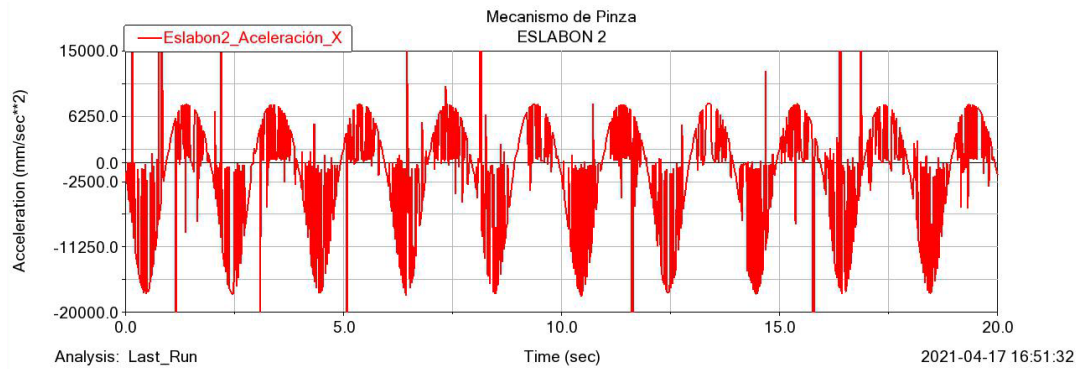
En la figura 49 se puede observar el cambio de velocidad con respecto al tiempo del eslabón 2, la cual tiende a generar una señal de tipo periódico, llegando a causar algunos picos en los valores máximos y mínimos de la gráfica, esto puede deberse al método numérico empleado por el software de simulación, así mismo se observan valores máximos y mínimos dentro de la señal periódica con valores aproximados de 200 mm/s para el valor máximo y -190 mm/s para el valor mínimo con una señal que se es constante en un tiempo de 20 segundos.



**Figura 50:** Velocidad del eslabón número 2 con respecto al eje Z

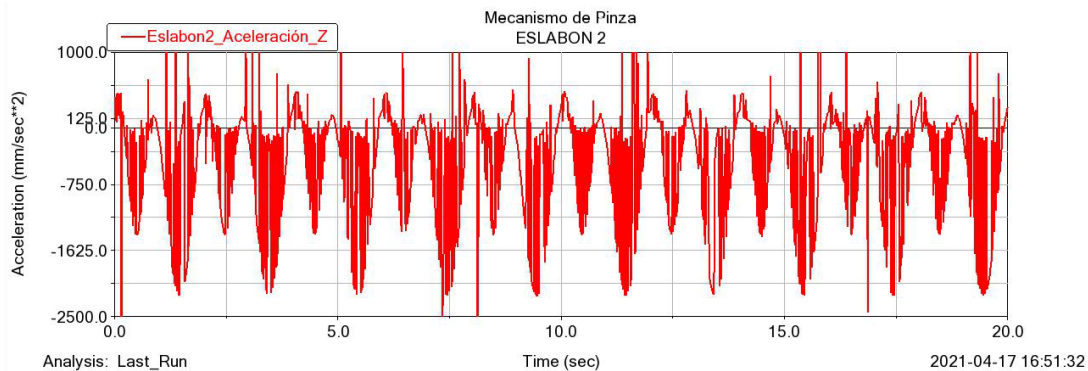
Esta señal determina el comportamiento de la velocidad con respecto al eje Z del eslabón 2, figura 50 la cual representa una señal periódica que tiende a generar algunos valores altos principalmente implicados en la parte negativa de la señal, así mismo se visualizan dos valores

máximos con un valor aproximado de 7 mm/s y 28 mm/s y un mínimo de -27 mm/s como se observa en la figura en un periodo de tiempo de 20 segundos.



**Figura 51:** Aceleración del eslabón número 2 con respecto al eje X

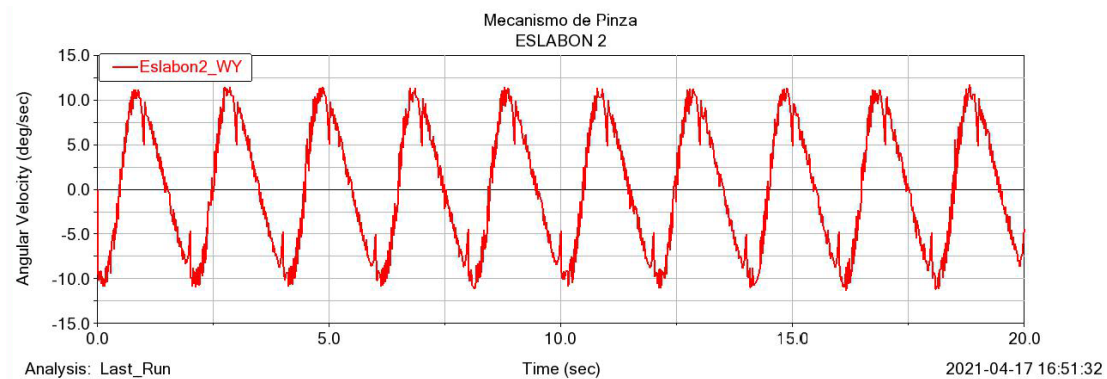
En la figura 51 se expresa de acuerdo con la aceleración del eslabón 2 con respecto al eje X, la cual depende de la velocidad reflejada en el mismo. Con respecto a la aceleración vemos un cambio progresivo frente a la amplitud, por consiguiente, se tiene una señal periódica que demuestra valores máximos y mínimos basado en su comportamiento. Los valores altos pueden deberse al método numérico empleado en el software de simulación, en esta gráfica podemos observar que la aceleración se expresa en un intervalo de tiempo de 20 segundos y desde 6300 a -18000 mm/s<sup>2</sup>.



**Figura 52:** Aceleración del eslabón número 2 con respecto al eje Z

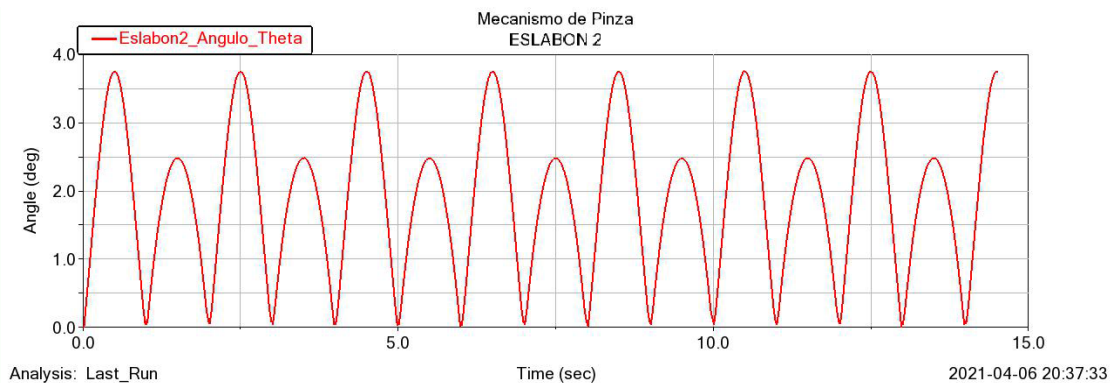
En la figura 52 se analiza de acuerdo con la aceleración del eslabón 2 con respecto al eje Z, la cual depende de la velocidad reflejada en este. Con respecto a la aceleración se muestra un

cambio progresivo frente a la amplitud, por lo que no se tiene en cuenta una señal que demuestre valores máximos y mínimos basado en su comportamiento. Los valores altos pueden deberse al método numérico empleado en el software de simulación, en esta gráfica podemos observar que la aceleración se expresa en un intervalo de tiempo de 20 segundos y desde 200 a  $-1700 \text{ mm/s}^2$ .



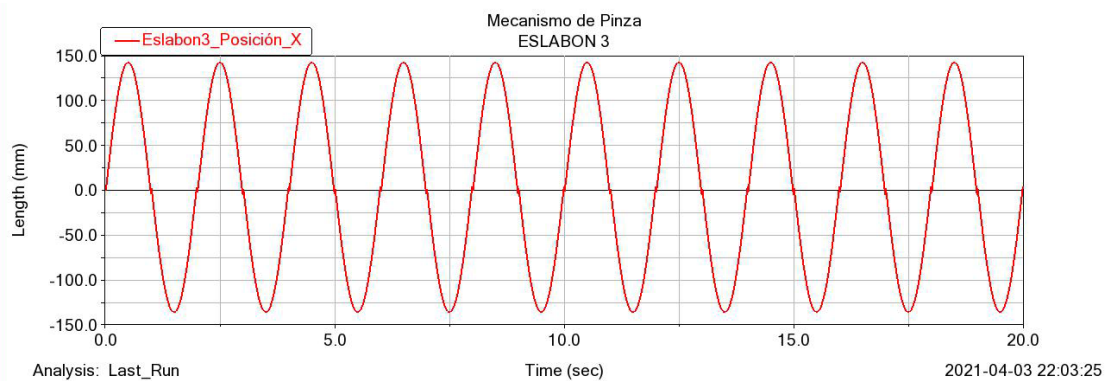
**Figura 53:** Velocidad Angular del eslabón número 2 con respecto al eje Y

En la figura 53 se puede observar el cambio de velocidad angular con respecto al tiempo del eslabón 2, la cual tiende a generar una señal de tipo periódico, llegando a generar algunos picos en los valores máximos y mínimos de la gráfica, esto puede deberse al método numérico empleado por el software de simulación, así mismo se observan valores máximos y mínimos dentro de la señal periódica con valores aproximados de 11 grados sobre segundo para el valor máximo y -11 grados sobre segundo para el valor mínimo con una señal que es constante en un tiempo de 20 segundos.



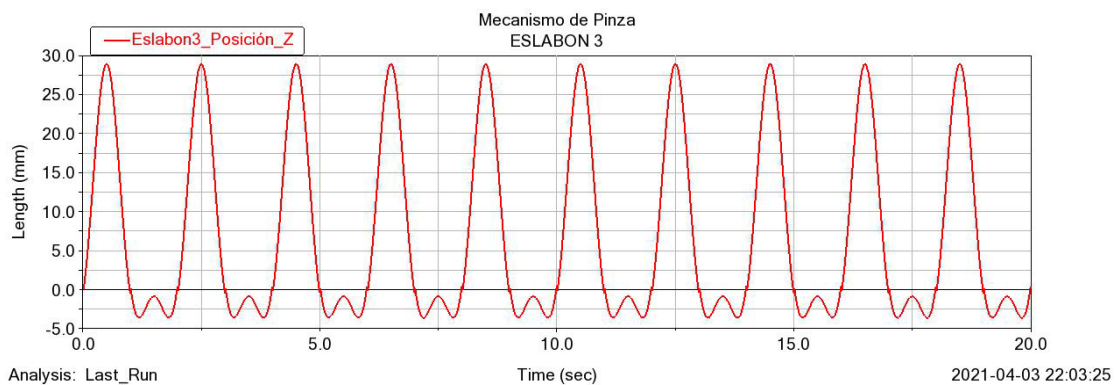
**Figura 54:** Angulo reflejado en el eslabón número 2

En la figura 54 se presenta el ángulo reflejado en el eslabón 2, el cual se visualiza como una señal de tipo periódico, que asciende y desciende de acuerdo con el tiempo en este caso el movimiento del ángulo es constante cada dos segundos. Partiendo del origen (0,0) y teniendo dos valores máximos en la señal, el primero de  $3,75^\circ$  y el segundo de  $2,5^\circ$ , en un periodo de tiempo de 15 segundos.



**Figura 55:** Posición del eslabón número 3 con respecto al eje X

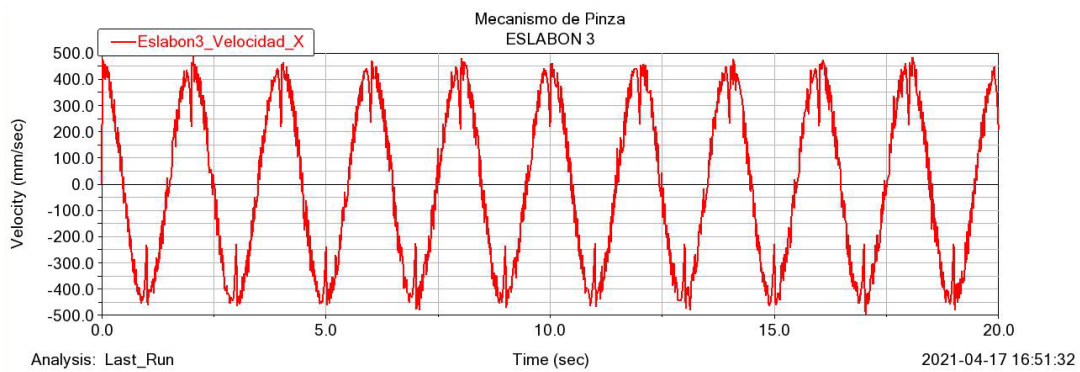
En la figura 55 se observa el comportamiento de la posición del eslabón 3 con respecto al tiempo en el eje X a partir del origen, así mismo se denota que su desplazamiento tiene un punto máximo que va aproximadamente hasta los 145 mm y uno mínimo de 140 mm y como se visualiza se genera una curva sinusoidal periódica con 10 ciclos en un tiempo de 20 segundos.



**Figura 56:** Posición del eslabón número 3 con respecto al eje Z

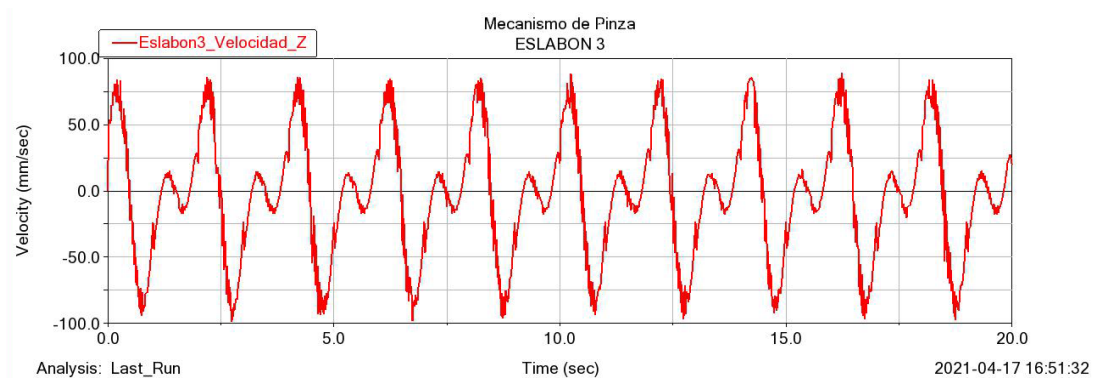
En la figura 56 se puede apreciar la posición del eslabón 3 con respecto al eje Z en la cual se visualizan dos máximos (mayor y menor) en un aproximado de 29 mm y -0,75 mm y un mínimo

aproximado de -3,5 mm de acuerdo con la señal periódica presentada en la figura a lo largo del tiempo de 20 segundos.



**Figura 57:** Velocidad del eslabón número 3 con respecto al eje X

En la figura 57 se puede observar el cambio de velocidad con respecto al tiempo del eslabón 3, la cual tiende a generar una señal de tipo periódico, llegando a causar algunos picos en los valores máximos y mínimos de la gráfica, esto puede deberse al método numérico empleado por el software de simulación, así mismo se observan valores máximos y mínimos dentro de la señal periódica con valores aproximados de 480 mm/s para el valor máximo y -450 mm/s para el valor mínimo con una señal que se es constante en un tiempo de 20 segundos.

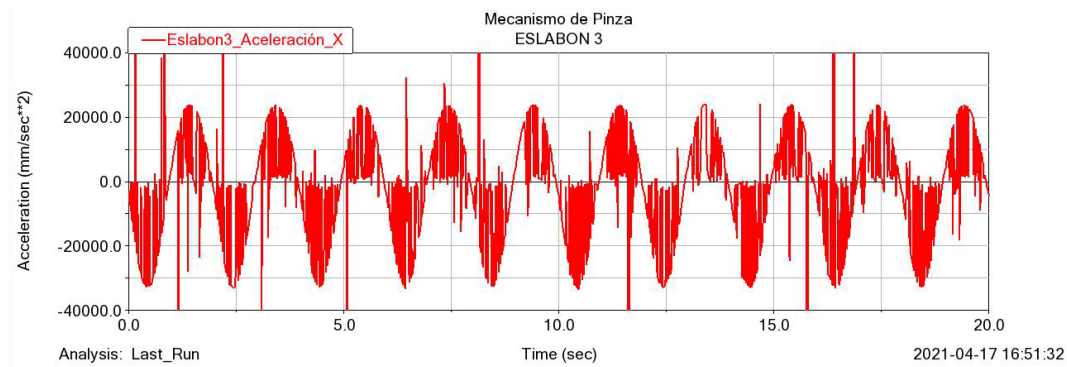


**Figura 58:** Velocidad del eslabón número 3 con respecto al eje Z

Esta señal determina el comportamiento de la velocidad con respecto al eje Z del eslabón 3, figura 58 la cual representa una señal periódica que tiende a generar algunos valores altos principalmente implicados en la parte negativa de la señal, así mismo se visualizan dos valores

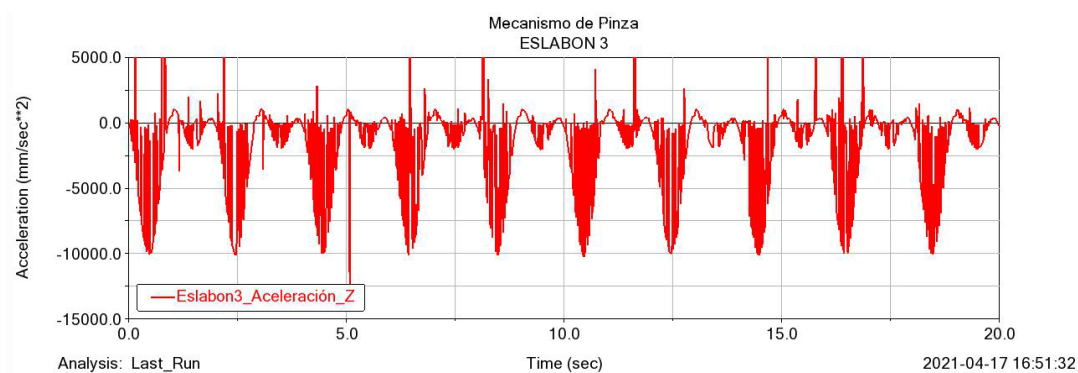


máximos con un valor aproximado de 85 mm/s y 15 mm/s y un mínimo de -80 mm/s como se observa en la figura en un periodo de tiempo de 20 segundos.



**Figura 59:** Aceleración del eslabón número 3 con respecto al eje X

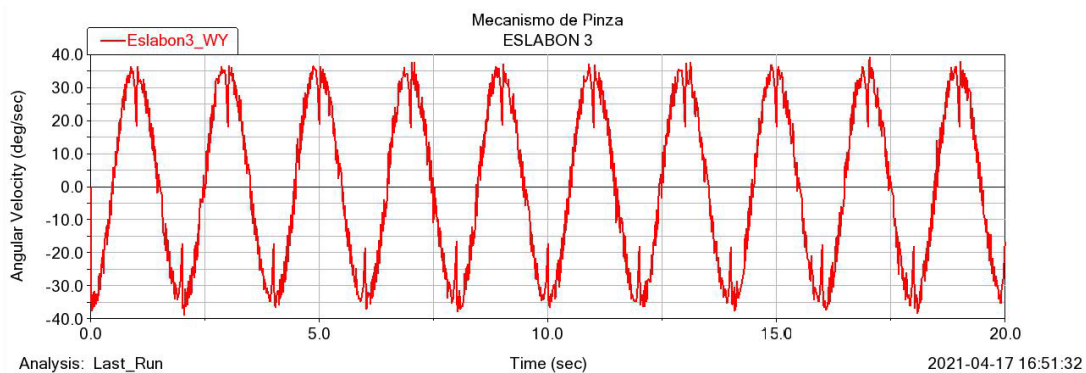
En la figura 59 se expresa de acuerdo con la aceleración del eslabón 3 con respecto al eje X, la cual depende de la velocidad reflejada en el mismo. Con respecto a la aceleración vemos un cambio progresivo frente a la amplitud, por lo que se genera una señal periódica, que demuestra valores máximos y mínimos basado en su comportamiento. Los valores altos pueden deberse al método numérico empleado en el software de simulación, en esta gráfica podemos observar que la aceleración se expresa en un intervalo de tiempo de 20 segundos y desde 25000 a -32000 mm/s<sup>2</sup>.



**Figura 60:** Aceleración del eslabón número 3 con respecto al eje Z

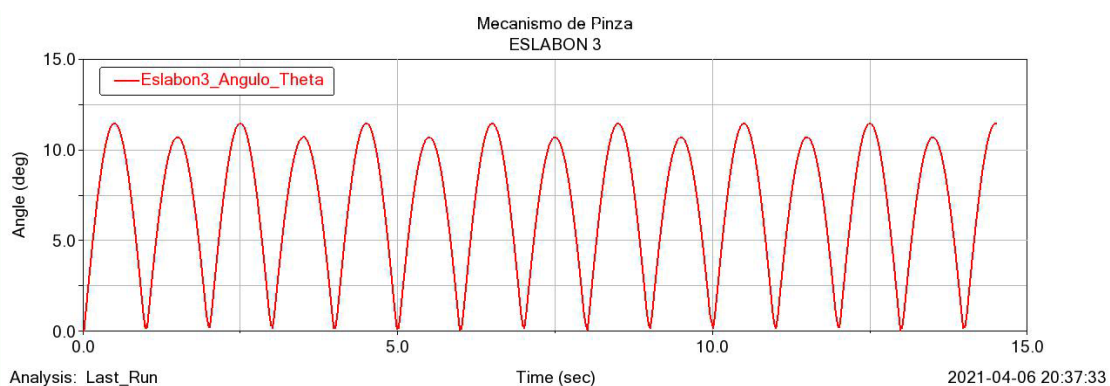
En la figura 60 se expresa de acuerdo con la aceleración del eslabón 3 con respecto al eje Z, la cual depende de la velocidad reflejada en este. Con respecto a la aceleración se refleja un

cambio progresivo frente a la amplitud, muestra una señal periódica con algunos picos, comenzando desde los 5 segundos. Los valores altos pueden deberse al método numérico empleado en el software de simulación, en esta gráfica podemos observar que la aceleración se expresa en un intervalo de tiempo de 20 segundos y desde 1100 a -10000 mm/s<sup>2</sup>.



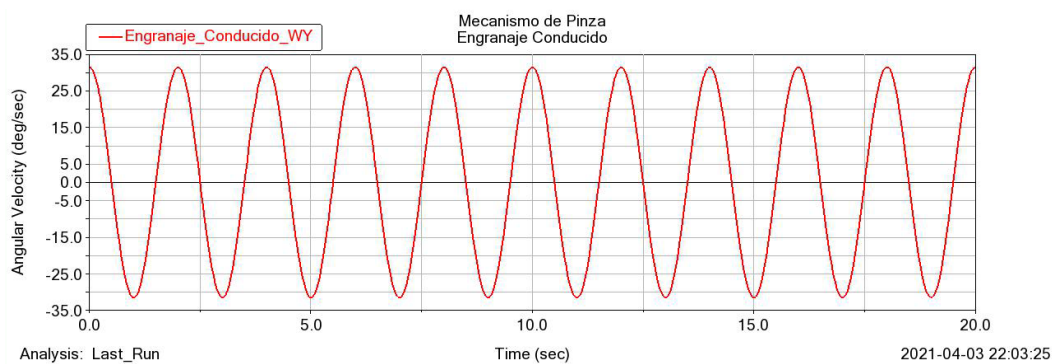
**Figura 61:** Velocidad Angular del eslabón número 2 con respecto al eje Y

En la figura 61 se puede observar el cambio de velocidad angular con respecto al tiempo del eslabón 3, la cual tiende a generar una señal de tipo periódico, llegando a causar algunos picos en los valores máximos y mínimos de la gráfica, esto puede deberse al método numérico empleado por el software de simulación, así mismo se observan valores máximos y mínimos dentro de la señal periódica con valores aproximados de 40 grados sobre segundo para el valor máximo y -40 grados sobre segundo para el valor mínimo con una señal que se es constante en un tiempo de 20 segundos.



**Figura 62:** Angulo reflejado en el eslabón número 2

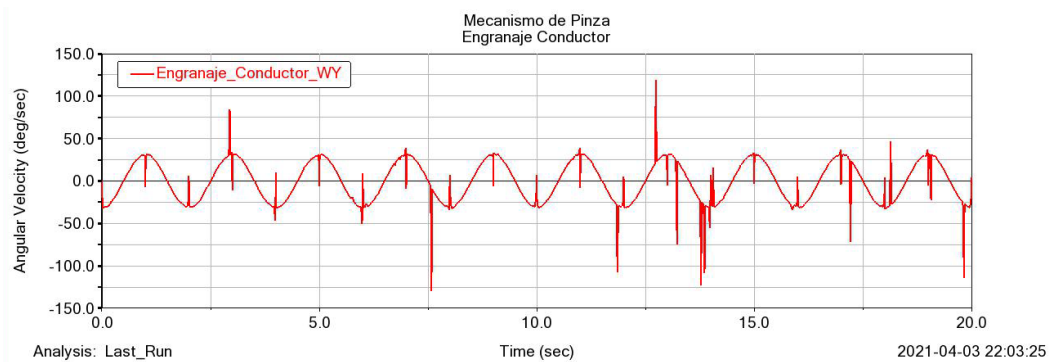
En la figura 62 se presenta el ángulo reflejado en el eslabón 3, el cual se visualiza como una señal de tipo periódico, que asciende y desciende de acuerdo con el tiempo en este caso el movimiento del ángulo es constante cada dos segundos. Partiendo del origen (0,0) y teniendo dos valores máximos en la señal, el primero de  $12^\circ$  y el segundo de  $11^\circ$ , en un periodo de tiempo de 15 segundos.



**Figura 63:** Velocidad Angular del Engranaje Conducido con respecto al eje Y

En la figura 63 se presenta el análisis gráfico de la velocidad angular reflejada en el engranaje conducido en el eje Y, a partir de esta se evidencia una señal de tipo sinusoidal que se sitúa en un origen de (32,0) y que presenta un valor máximo de 32 en unidades de grados sobre segundos y un valor mínimo de -32 grados sobre segundo, estos valores se cumplen según la gráfica cada dos segundos en un periodo de tiempo de 20 segundos.





**Figura 64:** Velocidad Angular del Engranaje Conductor con respecto al eje Y

En la figura 64 se puede observar el cambio de velocidad angular, con respecto al tiempo del engranaje conductor, la cual tiende a generar una señal de tipo periódico, llegando a causar algunos picos en los valores máximos y mínimos de la gráfica, esto puede deberse al método numérico empleado por el software de simulación, así mismo se observan valores máximos y mínimos dentro de la señal periódica con valores aproximados de 30 de g/s para el valor máximo y -30 de g/s para el valor mínimo con una señal que se es constante en un tiempo de 20 segundos.

## 5.2 Análisis dinámico del sistema

La dinámica se ocupa de relacionar las fuerzas que actúan sobre las partículas en movimiento o que se originan en él, de esta manera, el sistema mecánico de pinzas muestra la relación entre el movimiento de los eslabones y las fuerzas que se implican para generar el movimiento de las juntas lo cual ayuda a generar la presión necesaria de las pinzas, sobre la bolsa AMBU.

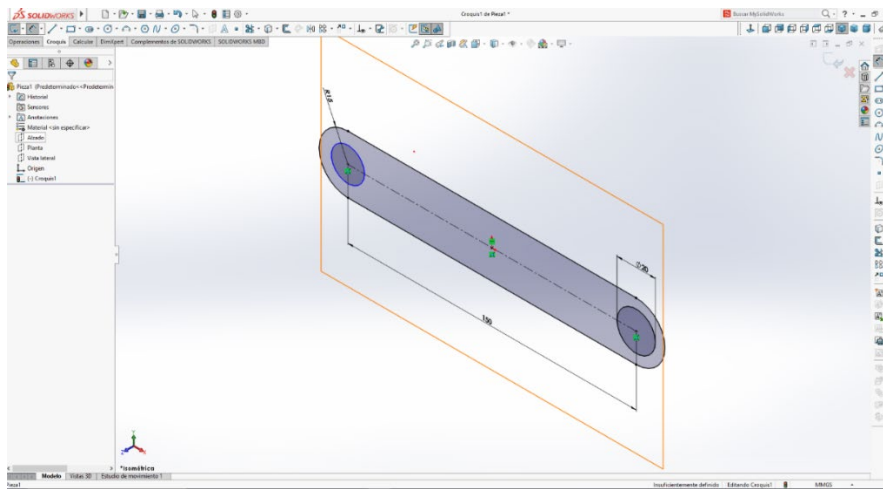
Teniendo en cuenta lo anterior, el análisis dinámico que requiere el sistema mecánico se relaciona con.

- La localización del sistema de pinzas definida por variables y por coordenadas de la localización de sus extremos.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

- Las fuerzas que se aplican y actúan sobre los eslabones
- Las dimensiones del sistema mecánico (pinzas) como longitud, masa e inercias de sus respectivos componentes.
- Modelado en sistema CAD (Solid Works.)

A partir de bocetos realizados, se parte a tomar la decisión de elegir un modelo adecuado el cual cumpla con los parámetros establecidos en una metodología de diseño, seguido de esto se utiliza una matriz de decisión donde se tienen en cuenta categorías analizadas de los diferentes diseños, en este caso el de mayor rango fue el sistema mecánico basado en un modelo de pinzas, siguiendo las medidas propuestas en los bocetos se comienza realizando los respectivos croquis utilizando el software CAD SolidWorks y a relacionando los bocetos propuestos anteriormente.



**Figura 65:** Croquis modelado en el software CAD

# VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

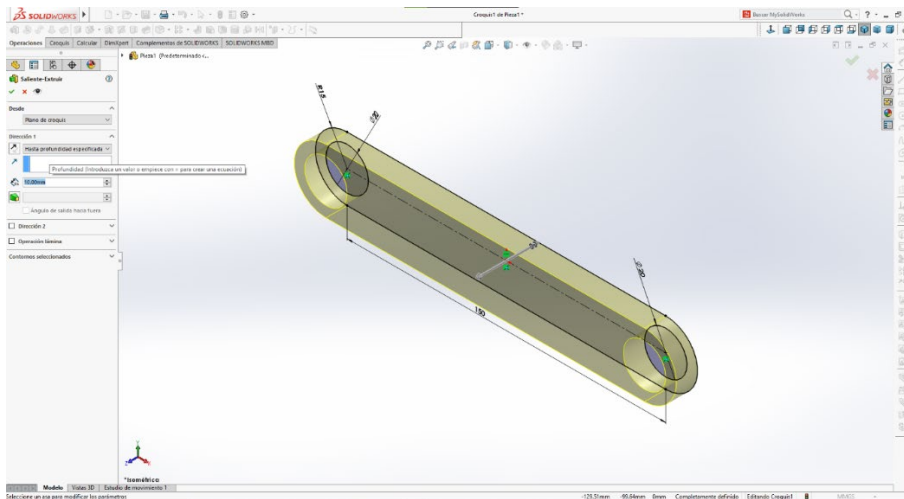


Figura 66: Comando de extrusión en el software CAD

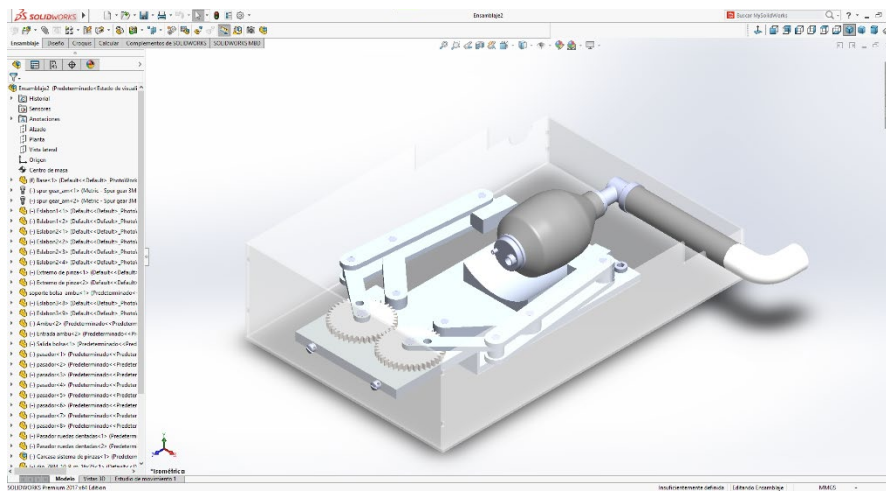


Figura 67: Ensamblaje estructurado en el software de diseño CAD

## 5.2.1 Centros de masa, ejes y momentos de inercia

En este análisis se tienen en cuenta cada una de las piezas, procediendo a calcular: el valor de masa, el valor centro de masa figura 67 de cada pieza, de igual manera los ejes principales de inercia y los momentos principales de inercia, estos valores son tomados del software CAD Solid Works.

# VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

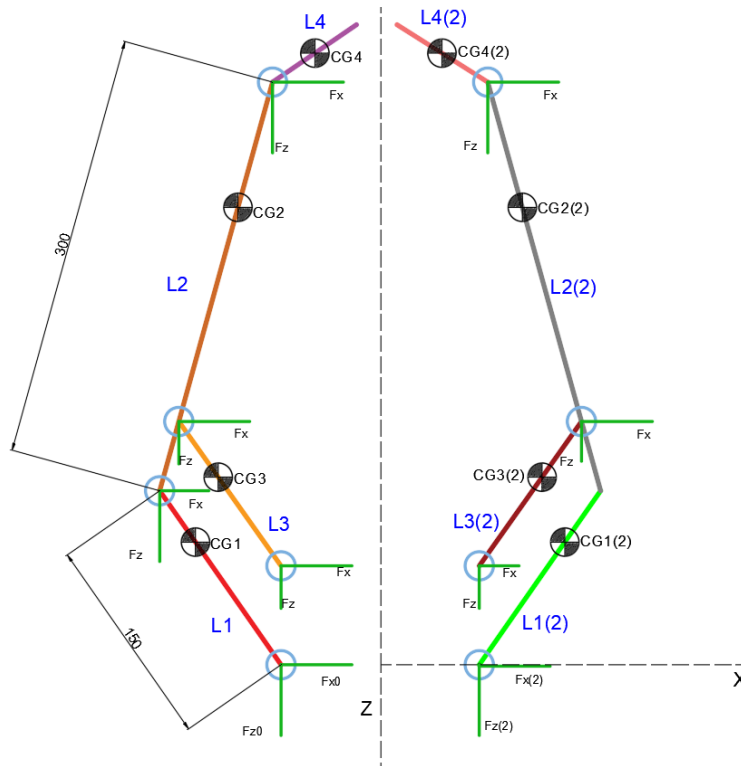


Figura 68: D.C.L. Fuerzas y Centros de Masa

CENTRO DE MASA, EJES Y MOMENTOS DE INERCIA DE LAS PIEZAS DEL SISTEMA MECANICO				
Pieza	Masa(gramos.)	Centro de masa(milímetros.)	Ejes principales de inercia.(Medido desde el centro de masa.)	Momentos principales de inercia.(Medido desde el centro de masa.)
Eslabón 1	144,03	X = 89.60	$I_x = ( 1.00, -0.05, 0.00)$	$P_x = 14894.00$
		Y = 3.14	$I_y = ( 0.00, 0.00, -1.00)$	$P_y = 365751.22$
		Z = 0.0	$I_z = ( 0.05, 1.00, 0.00)$	$P_z = 373556.14$
Eslabón 2	343,62	X = 150.76	$I_x = ( 1.00, 0.00, 0.00)$	$P_x = 49255.09$
		Y = 5.00	$I_y = ( 0.00, 0.00, -1.00)$	$P_y = 3056520.31$
		Z = 0.0	$I_z = ( 0.00, 1.00, 0.00)$	$P_z = 3100048.48$
Eslabón 3	410,05	X = 75.00	$I_x = ( 1.00, 0.00, 0.00)$	$P_x = 71227.91$
		Y = 11.00	$I_y = ( 0.00, 0.00, -1.00)$	$P_y = 1088782.24$
		Z = 0.0	$I_z = ( 0.00, 1.00, 0.00)$	$P_z = 1126932.74$
Base	6073,08	X = 0.0	$I_x = ( 0.00, 0.13, 0.99)$	$P_x = 35839458.26$
		Y = -19.08	$I_y = ( 1.00, 0.00, 0.00)$	$P_y = 180300033.15$
		Z = -153.88	$I_z = ( 0.00, 0.99, -0.13)$	$P_z = 213256323.77$
Extremo pinza	299,99	X = 24.49	$I_x = ( 0.00, 0.00, 1.00)$	$P_x = 111194.82$
		Y = 12.50	$I_y = ( 1.00, 0.00, 0.00)$	$P_y = 152372.68$
		Z = 0.0	$I_z = ( 0.00, 1.00, 0.00)$	$P_z = 221923.73$
Ensamble	17051,84	X = -17.02	$I_x = (-0.03, 0.07, 1.00)$	$P_x = 287090888.30$
		Y = -1.78	$I_y = ( 1.00, 0.00, 0.03)$	$P_y = 670584224.28$
		Z = 380.93	$I_z = ( -0.01, 1.00, -0.07)$	$P_z = 903389339.63$

Tabla 5: Tabla de masas, centros de masa, ejes y momentos de Inercia

### 5.2.2 Constante de elasticidad de la bolsa AMBU

En primer lugar, es necesario implicar el coeficiente elástico aproximado de una bolsa AMBU, teniendo como referencia la silicona que viene siendo el material con el que se realiza, basado en sus propiedades que destacan la flexibilidad, una mayor elasticidad, su capacidad de ser un material aislante, la resistencia que este material posee en cuanto a la deformación por compresión y su pertinencia para ser aplicada en elementos sanitarios y alimenticios.

Para esto es necesario implicar el módulo de elasticidad del material, por lo cual teniendo como referencia sus propiedades elásticas, se difiere a las características de un polímero de baja densidad que en este caso contaría con un módulo aproximado de 6 MPa, luego de esto se referencia la fórmula para hallar la constante de elasticidad la cual es  $K = AE/L$  donde A es el área de la sección transversal, E es el módulo de elasticidad y L la longitud del elemento.

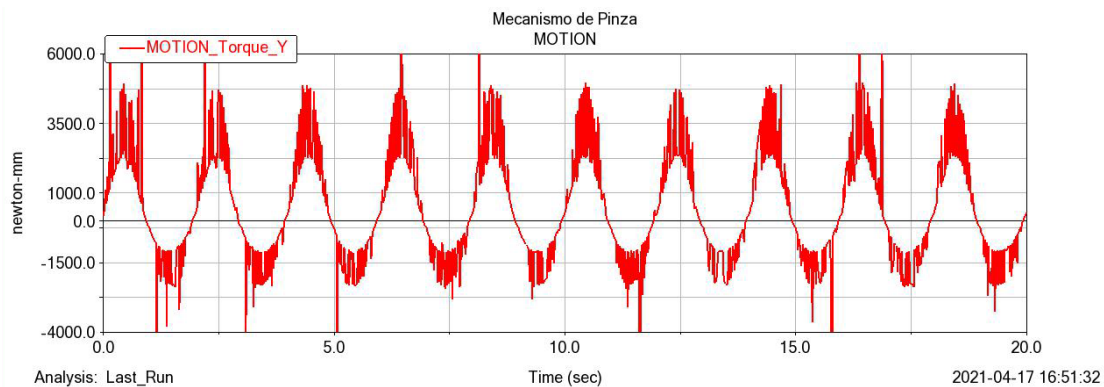
$$k = \frac{\frac{\pi(0.127^2 - 0.1265^2)}{4} \cdot 0.3 \times 10^6 \frac{N}{m^2}}{0,29m}$$

Luego de obtener el valor aproximado de K como  $0.102 \frac{N}{mm}$  se procede a simular este elemento como un resorte anclado a la pinza, teniendo en cuenta la labor de compresión de la pinza para la bolsa AMBU, debido a que dentro del software no se reconoce como un elemento flexible por lo cual su labor de compresión es nula dentro del sistema y esta es reemplazada por un resorte de compresión.

### 5.2.3 Torques y fuerzas

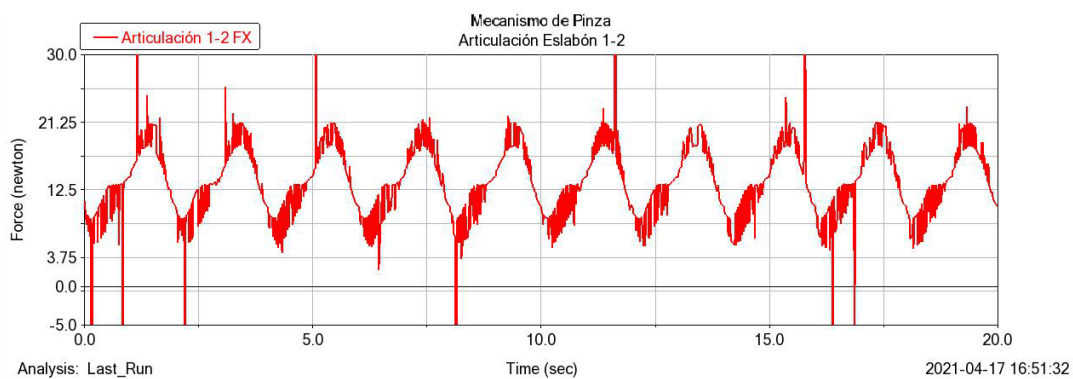
Se inicia el análisis respectivo teniendo en cuenta el ensamble y los sistemas que lo componen, de igual manera el comportamiento del movimiento en función a respectivos

eslabones los cuales permiten el movimiento del sistema mecánico de pinzas, primeramente, se comienza importando el diseño ensamblado desde Solid Works.



**Figura 69:** Torque del motor a lo largo del eje Y

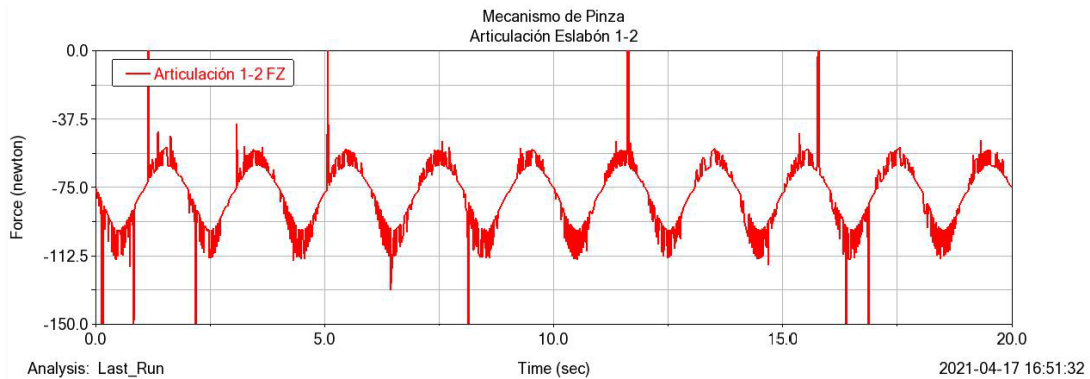
Se analiza el comportamiento gráfico, en este caso del torque implicado en la simulación del mecanismo figura 69, debido a que se hace necesario tener en cuenta los niveles aproximados y así mismo derivar este valor a un motor comercial convencional que se ajuste a las características asociadas a este diseño. Por lo que basado en este análisis el valor obtenido del torque máximo del motor es de 2350 n-mm y realizando la conversión al sistema ingles se obtiene un valor de 332 onzas-pulgada, por lo que se selecciona un servomotor estándar con un torque máximo de 347 oz-in.



**Figura 70:** Fuerza en el eje X de la articulación entre eslabones 1 y 2

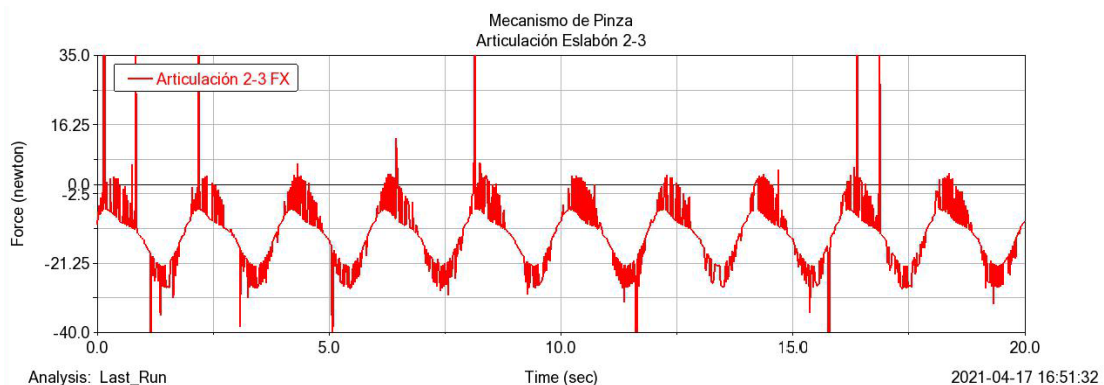
Una de las características que presenta mayor relevancia para el análisis dinámico está asociada a las fuerzas que se ejercen cuando el sistema mecánico entra en funcionamiento, esto

debido a que a partir de estas fuerzas consideradas se pueden obtener muchos más datos necesarios al momento de implicar el funcionamiento adecuado de un determinado sistema mecánico, en la figura 70 se contempla como una señal sinusoidal constante que representa un valor máximo aproximado de 21 N y un valor mínimo que se contempla sobre los 5N.



**Figura 71:** Fuerza en el eje Z de la articulación entre eslabones 1 y 2

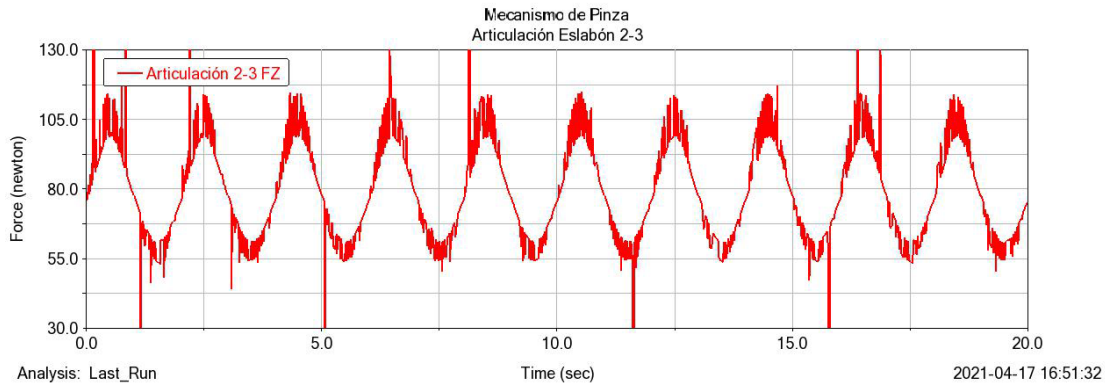
En la figura 71 se observa el comportamiento de la fuerza para la articulación de los eslabones 1 y 2, así mismo se muestran valores máximos de -50N y un valor mínimo que va hasta los -100N.



**Figura 72:** Fuerza en el eje X de la articulación entre eslabones 2 y 3

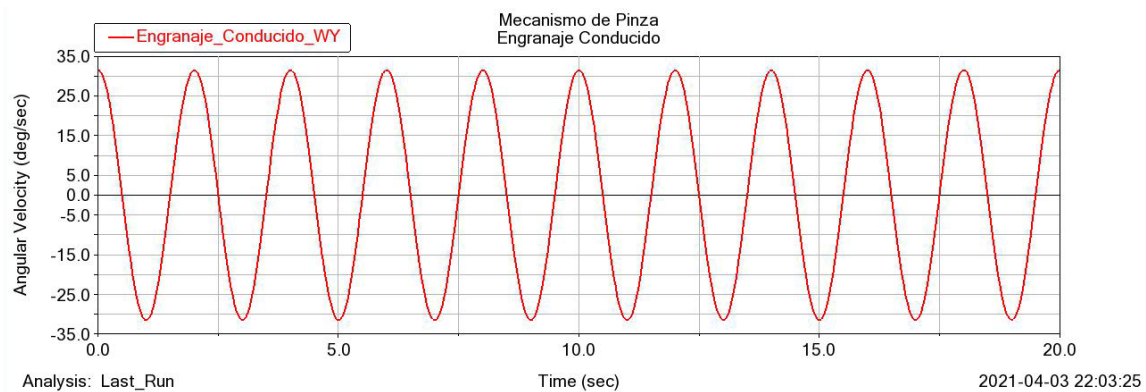
Para este caso se observa en la figura 71 el comportamiento de la fuerza respecto al eje X de la articulación asociada a los eslabones 2 y 3 en la que se determina una señal sinusoidal

constante que aplica un valor máximo aproximado de -5 N y un valor mínimo de -21 N, así mismo se observa la periodicidad de la gráfica en un tiempo de 20 segundos.



**Figura 73:** Fuerza en el eje Z de la articulación entre eslabones 2 y 3

En la figura 73 se observa el comportamiento de la fuerza que se encuentra ubicada en la articulación reflejada para los eslabones 2 y 3 asociada al eje Z, se puede observar que esta fuerza toma un valor máximo de 100N y un valor mínimo de 60N en una señal que se refleja de manera periódica a lo largo del tiempo de 20 segundos.

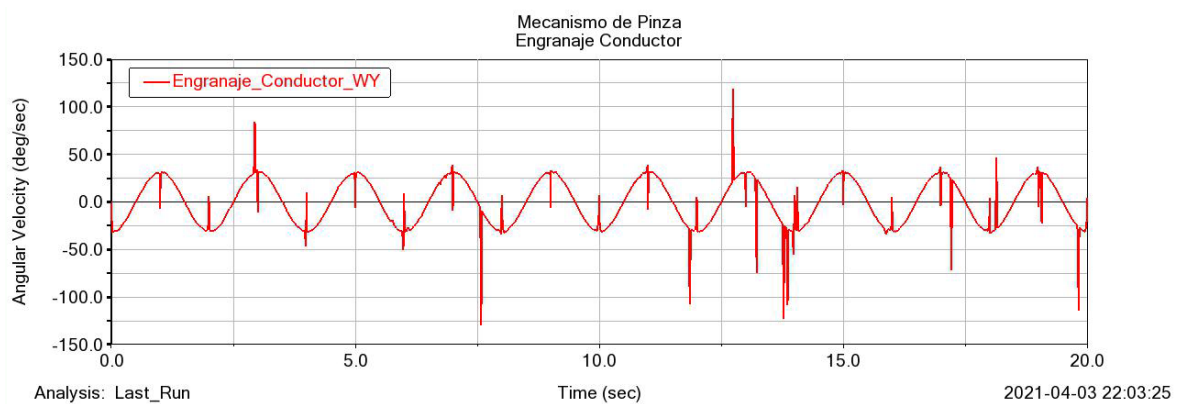


**Figura 74:** Velocidad angular en el eje Y del engranaje Conducido

En la figura 74 se presenta la velocidad angular del engranaje conducido a lo largo del eje Y con respecto al tiempo, en la cual se puede denotar que genera una señal de tipo sinusoidal de manera periódica, en la que se visualizan un máximo de 31 grados sobre segundo y un mínimo de -31 grados sobre segundo a partir del tiempo transcurrido de 20 segundos.

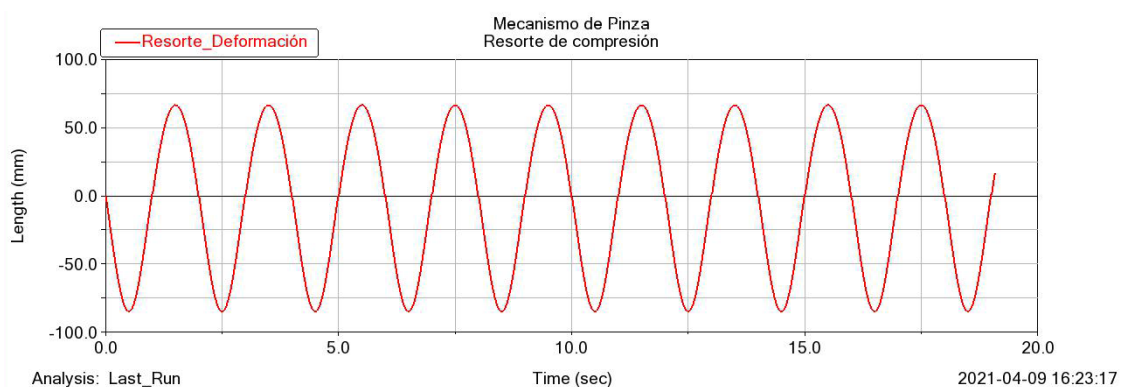


## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



**Figura 75:** Velocidad angular en el eje Y del engranaje Conductor

Se visualiza la velocidad angular respecto al eje Y del engranaje conductor la cual depende netamente de su relación con la función de salida que es representada por el motor que en este caso es de tipo sinusoidal, como se relaciona en la figura 75, esta presenta unos picos leves a lo largo de la señal debido al método numérico empleado en el software de simulación, tiene un máximo aproximado de 30 grados sobre segundo y un mínimo de -30 grados sobre segundo los cuales se representan de manera periódica a lo largo de la señal en un tiempo de 20 segundos.



**Figura 76:** Deformación del resorte con respecto al sistema de pinza

### 5.2.4 Propiedades de la sección y análisis de esfuerzos

Se llevan a cabo los cálculos teniendo en cuenta que en el sistema mecánico el elemento más crítico es el eslabón número 1, el cual fue representado anteriormente en el esquema cinemático. Para ello se procede a realizar los análisis de (Esfuerzo cortante transversal y esfuerzo promedio) y su cálculo.

El momento de inercia del área de la sección transversal (figura 76) es calculada respecto al eje neutro.

$$I = \frac{3}{12}bh^3 = \frac{1}{12}(30mm) \times (10^3mm) = 2500mm^4$$

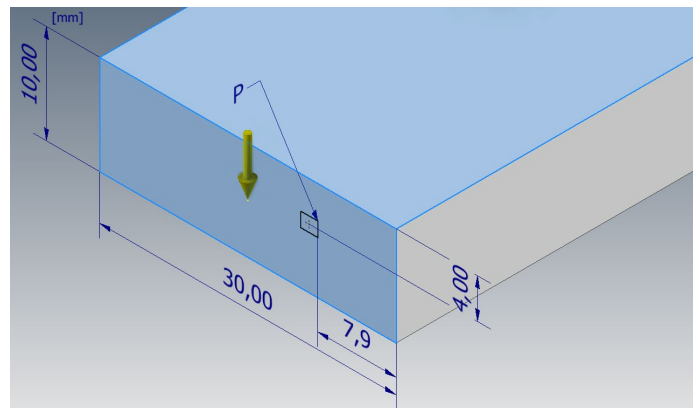


Figura 77: Vista de sección del eslabón 1

Fuerza cortante vertical: 10 newton (1.0 kg f)

Se traza una línea horizontal por el punto P y el área parcial A' como se muestra en la figura.

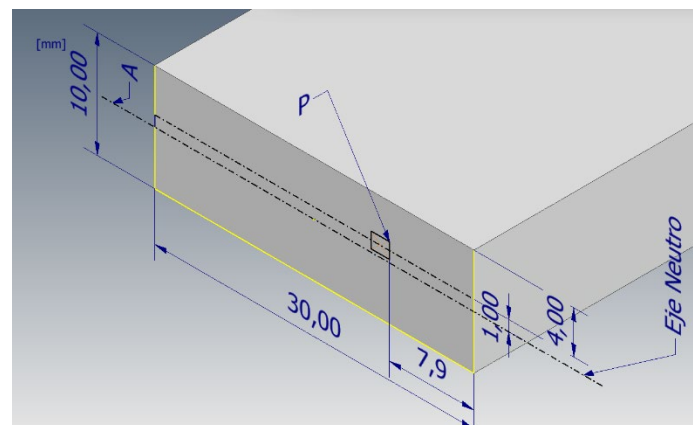


Figura 78: Área parcial del eslabón 1

Se procede a calcular  $Q$  que es la proporción superior o inferior del área transversal de la figura 78 considerándola desde la sección en que se mide el espesor ( $t$ ) y  $\bar{y}'$  que es la distancia del centroide  $A'$ .

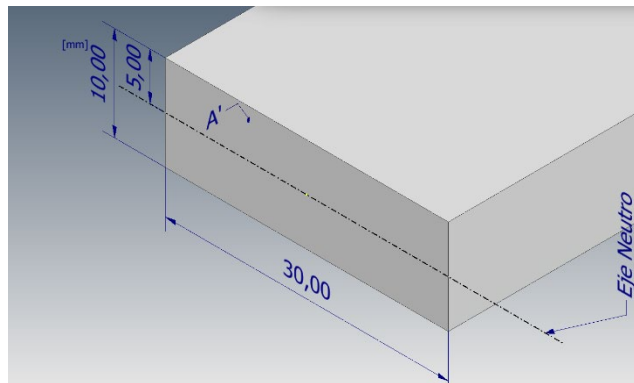
$$Q = \bar{y}' * A' = [1mm + \frac{1}{2}(4mm)]4mm(30mm) = 360mm^3$$

El esfuerzo cortante la sección transversal es de 10 newton lo cual equivale a (1.0kg.f) aplicando la formula del cortante se obtiene:

$$T_P = \frac{VQ}{It} = \frac{1.0kg * 360mm^3}{2500mm^4 * 30mm} = 4.8 * 10^{-3}kgf.mm^2$$

El esfuerzo cortante máximo ocurre en el eje neutro figura 79 ya que el espesor ( $t$ ) es constante en toda la sección transversal y la  $Q$  es de valor máximo, para este caso se tiene:

$$Q = \bar{y}' * A' = [\frac{5mm}{2}](30mm)(5mm) = 375mm^3$$



**Figura 79:** Eje Neutro de la sección transversal en el eslabón 1

Aplicando la fórmula de esfuerzo cortante se obtiene:

$$T_{max} = \frac{VQ}{It} = \frac{1.0kg * 375mm^3}{2500mm^4 * 30mm} = 5 * 10^{-3}kgf.mm^2$$

### 5.2.4.1 Esfuerzo promedio

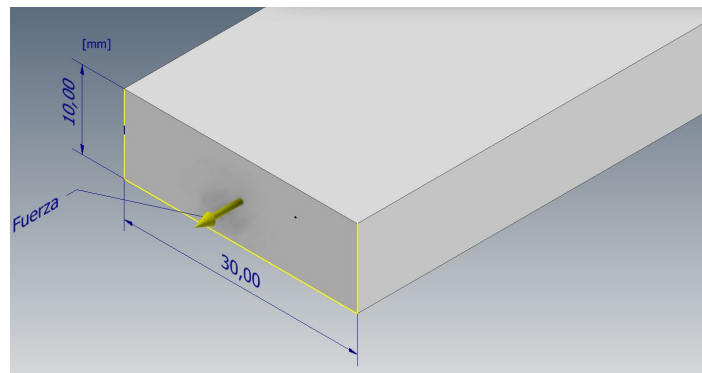


Figura 80: Representación de la fuerza en la sección transversal del eslabón

Para este cálculo se procede a tomar la fuerza de 10 Newton (1.0 kg. F) respecto a eje centroidal del área trasversal del eslabón, figura 80.

$$\sigma = \frac{F}{A} \rightarrow \sigma = \frac{10N}{(0.3m)(0.1m)} = 333.333 \text{ } ^{-1} \text{ } KPa$$

## 6. CONCLUSIONES

- Se desarrollo una metodología de diseño, basada en el modelo de Bruno Munari, donde se implementaron una serie de pasos para el desarrollo del modelo CAD propuesto, el cual consiste en un sistema mecánico de pinza que acciona una bolsa AMBU, de igual manera se muestran las ventajas y desventajas de los modelos bocetados con el fin de verificar la viabilidad de cada uno y así, considerar la mejor opción al momento de diseñar.
- Se dibujo un modelo CAD donde se tuvieron en cuenta parámetros establecidos en un módulo de ventilación mecánica, a partir de este modelo, se realizaron análisis cinemáticos, los cuales reflejan los movimientos y sus respectivas posiciones, teniendo en cuenta el uso de un servomotor.
- Se analizaron graficas en relación con desplazamiento, velocidad, aceleración y fuerzas del módulo del sistema neumático- mecánico, donde se evidencia lo anteriormente mencionado respecto a cada una de las piezas que componen el ensamble. A partir de este análisis se pudo establecer el torque requerido para mover el sistema en su totalidad y las fuerzas a las cuales se encuentra sometido cada uno de los eslabones durante el movimiento.
- Se implemento el uso y análisis de un simulador de ventilación mecánica con el fin de establecer los requerimientos para un paciente con enfermedad respiratoria, donde se muestran en un modo de ventilación específico, el PEEP, el volumen corriente o Volumen Tidal, el porcentaje de oxígeno y la frecuencia cardiaca y respiratoria, a partir de estos datos se muestra una gráfica de presión contra tiempo la cual indica el procedimiento que transcurre durante la ventilación.

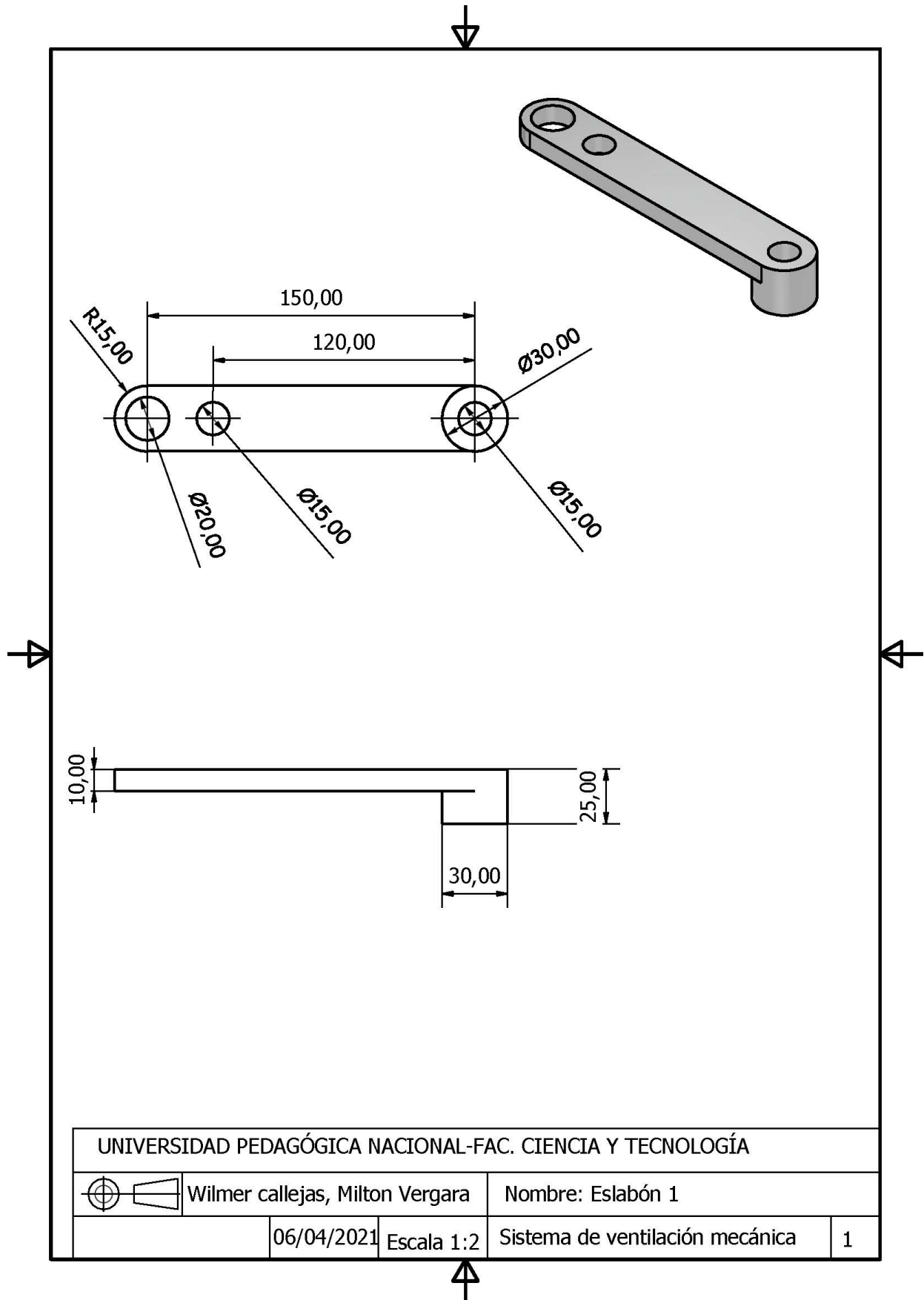
## 7. ANEXOS

### 7.1 Planos generales y por pieza del diseño planteado

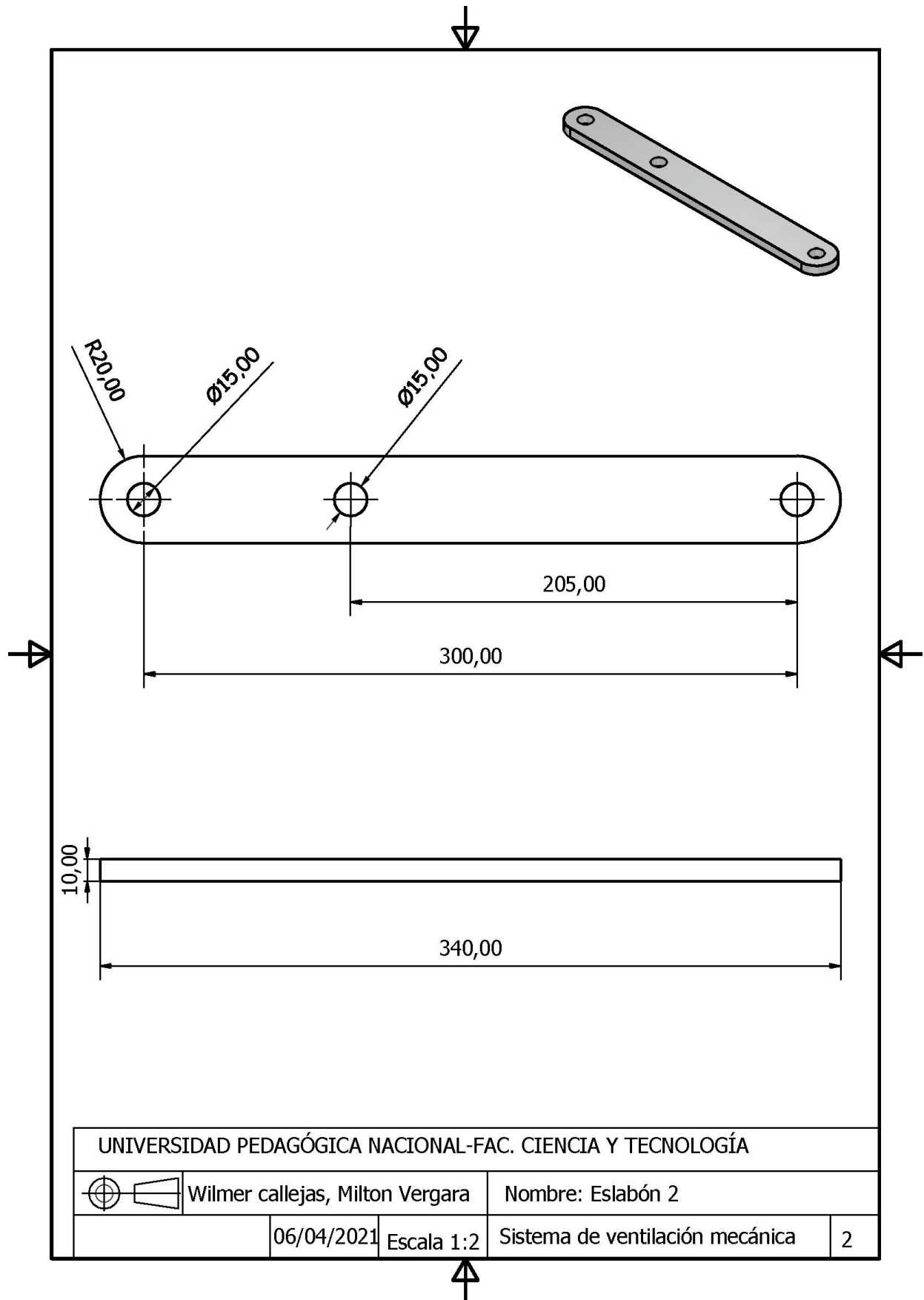
En este apartado se presentan los planos del diseño realizado, en el cual se muestran las dimensiones por pieza, la disposición del prototipo planteado en un ensamble y una vista explosionada.

Se tienen en cuenta para este apartado los siguientes planos:

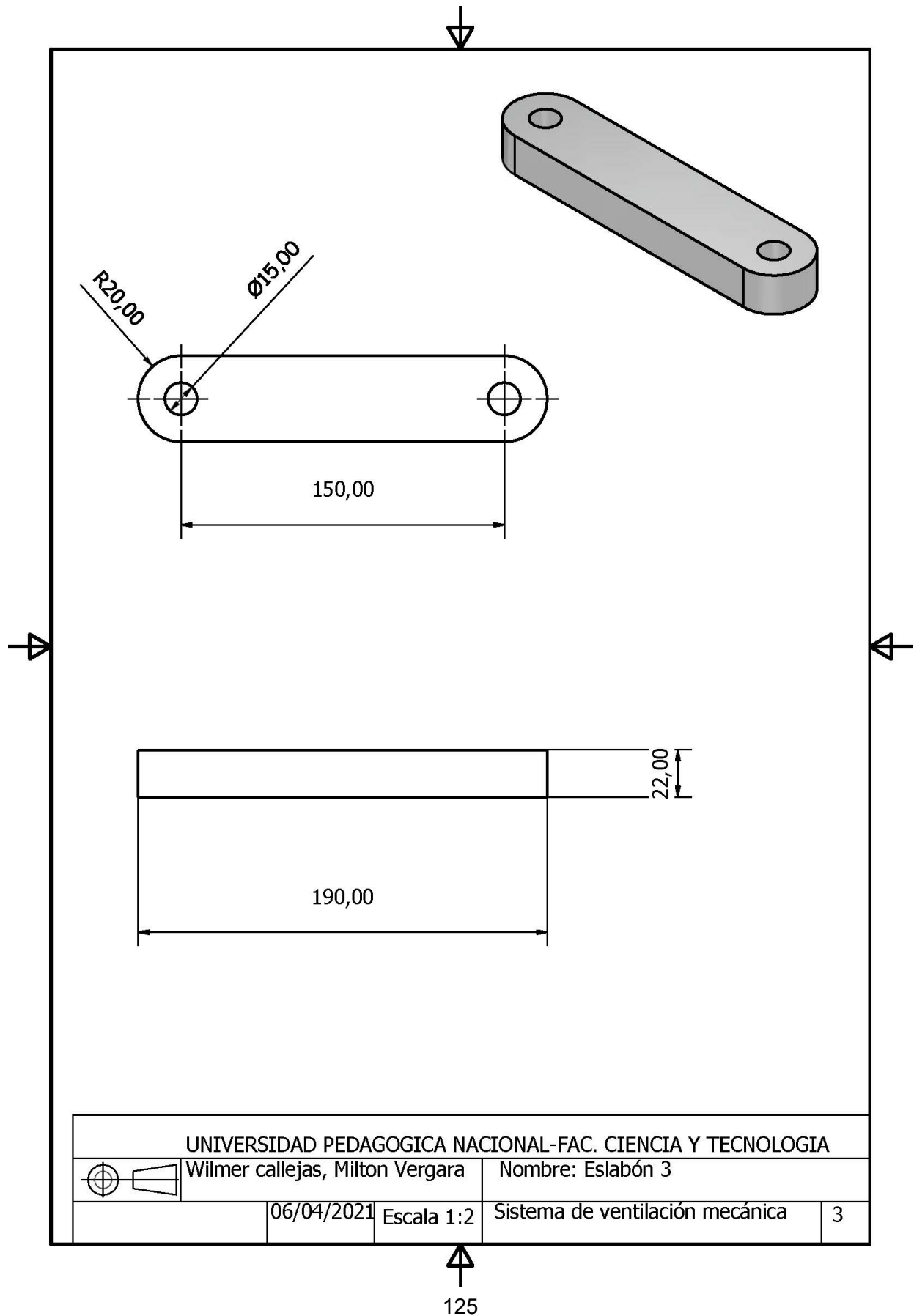
- Eslabón Número 1
- Eslabón Número 2
- Eslabón Número 3
- Extremo de Pinzas
- Lado de caja 1
- Lado de caja 2
- Lado de caja 3
- Pasador de las ruedas dentadas
- Pasador de los Eslabones
- Rueda dentada
- Plano del Ensamble
- Vista explosionada

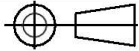


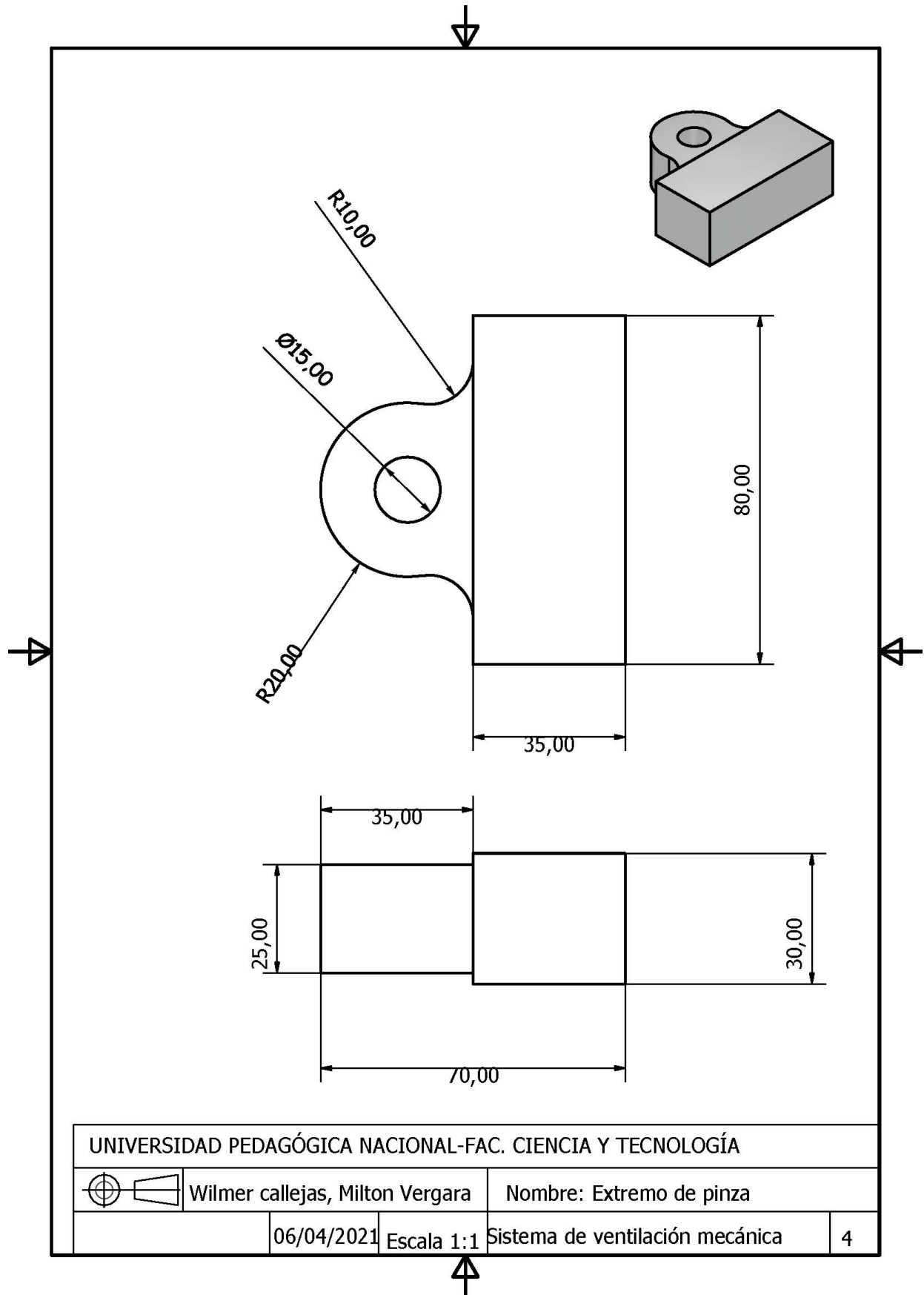
UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL-FAC. CIENCIA Y TECNOLOGÍA			
	Wilmer callejas, Milton Vergara	Nombre: Eslabón 1	
	06/04/2021	Escala 1:2	Sistema de ventilación mecánica
			1

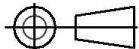


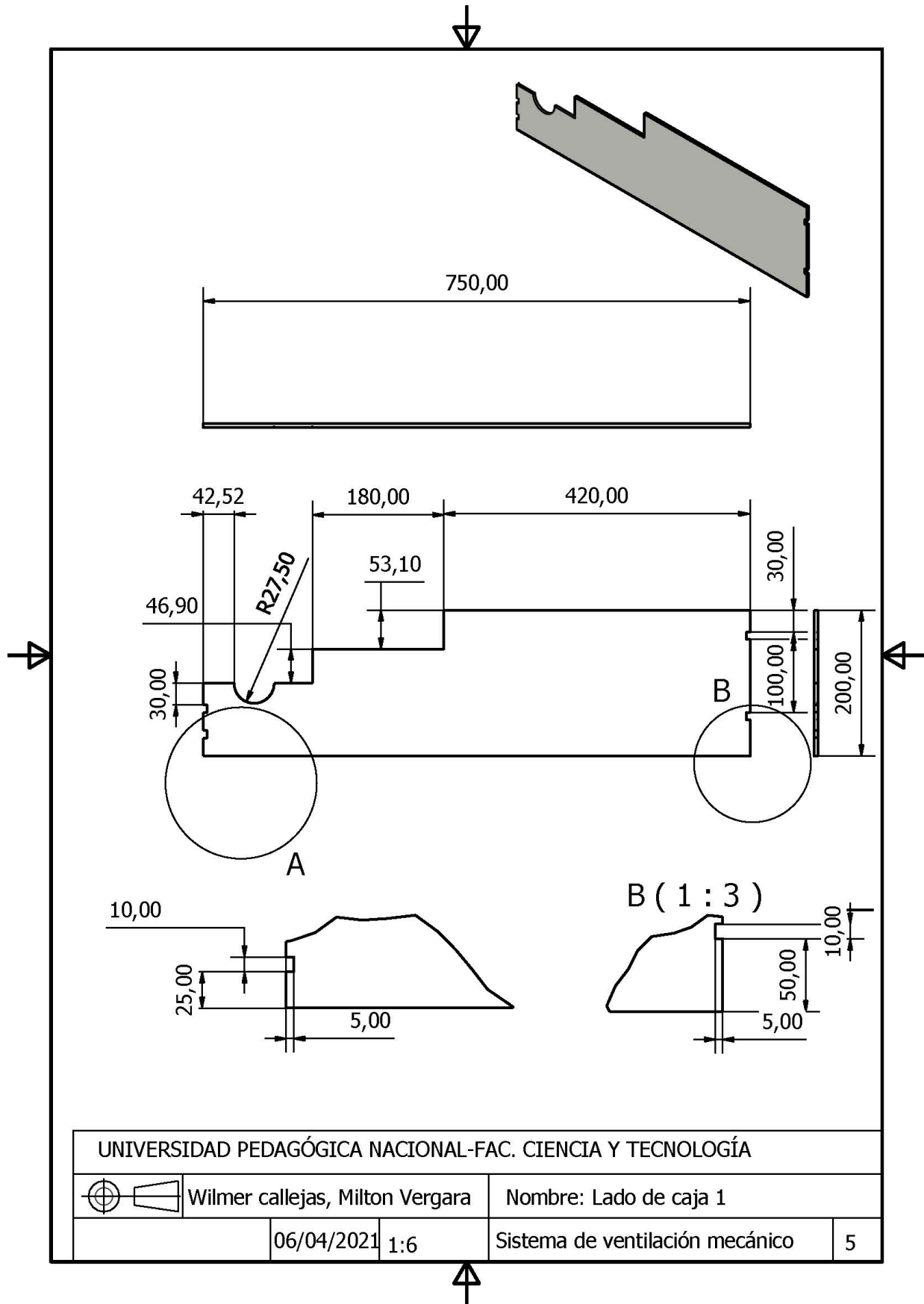





UNIVERSIDAD PEDAGOGICA NACIONAL-FAC. CIENCIA Y TECNOLOGIA			
	Wilmer callejas, Milton Vergara	Nombre: Eslabón 3	
	06/04/2021	Escala 1:2	Sistema de ventilación mecánica 3

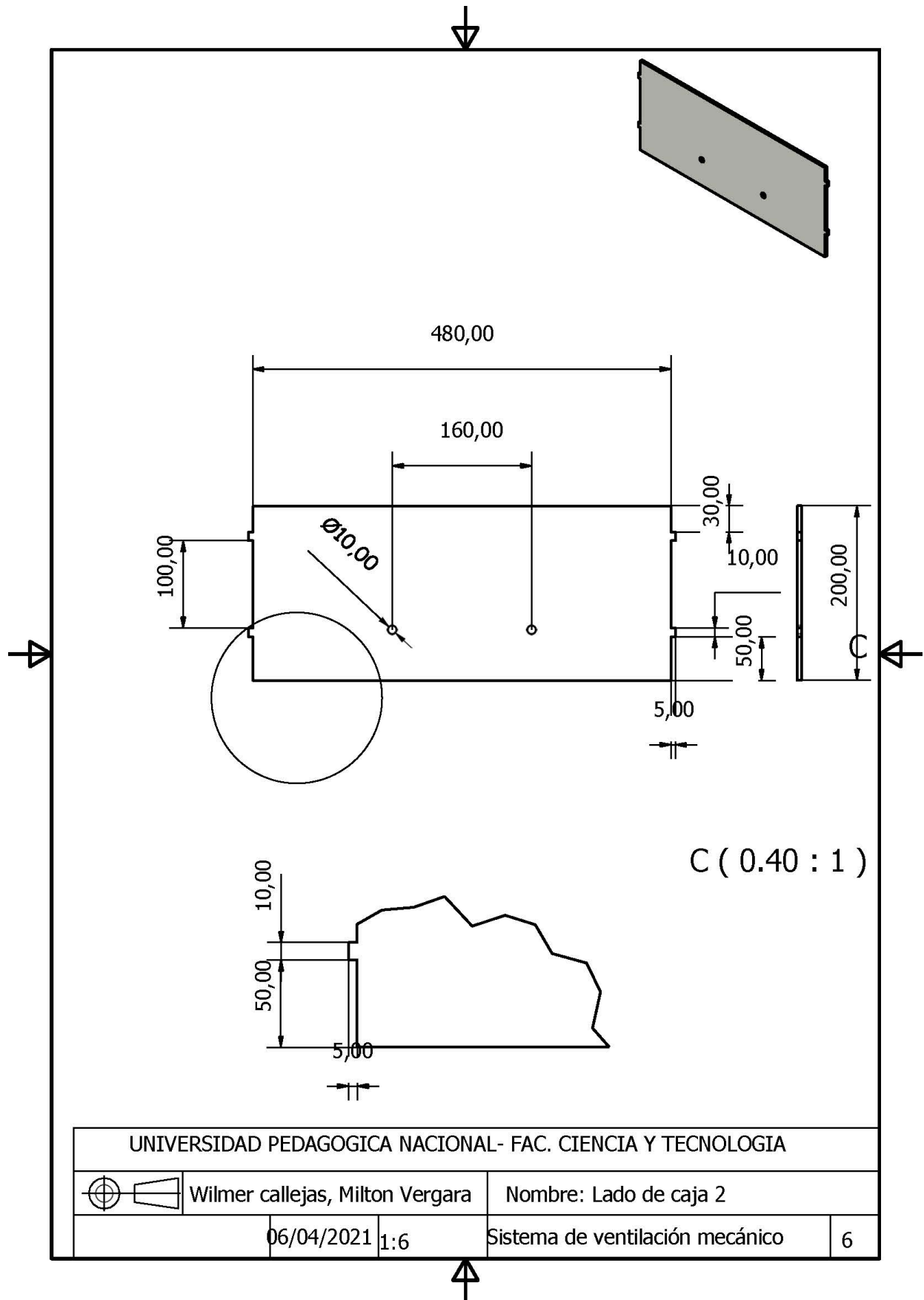


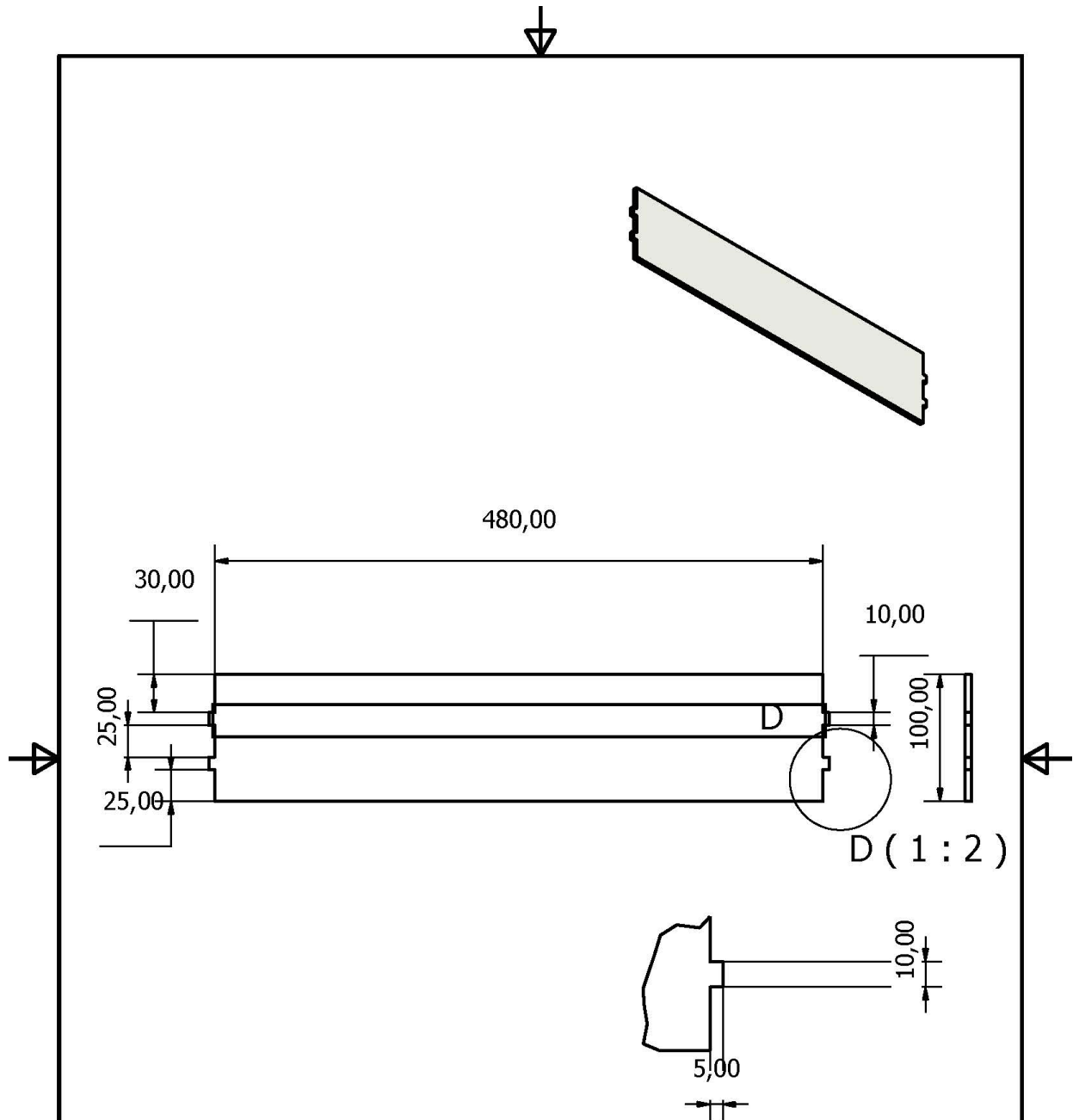
UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL-FAC. CIENCIA Y TECNOLOGÍA			
	Wilmer callejas, Milton Vergara	Nombre: Extremo de pinza	
	06/04/2021	Escala 1:1	Sistema de ventilación mecánica
			4



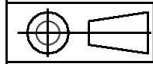
UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL-FAC. CIENCIA Y TECNOLOGÍA			
	Wilmer callejas, Milton Vergara	Nombre: Lado de caja 1	
	06/04/2021	1:6	Sistema de ventilación mecánico
			5

VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS





UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL-FAC. CIENCIA Y TECNOLOGÍA



Wilmer callejas, Milton Vergara

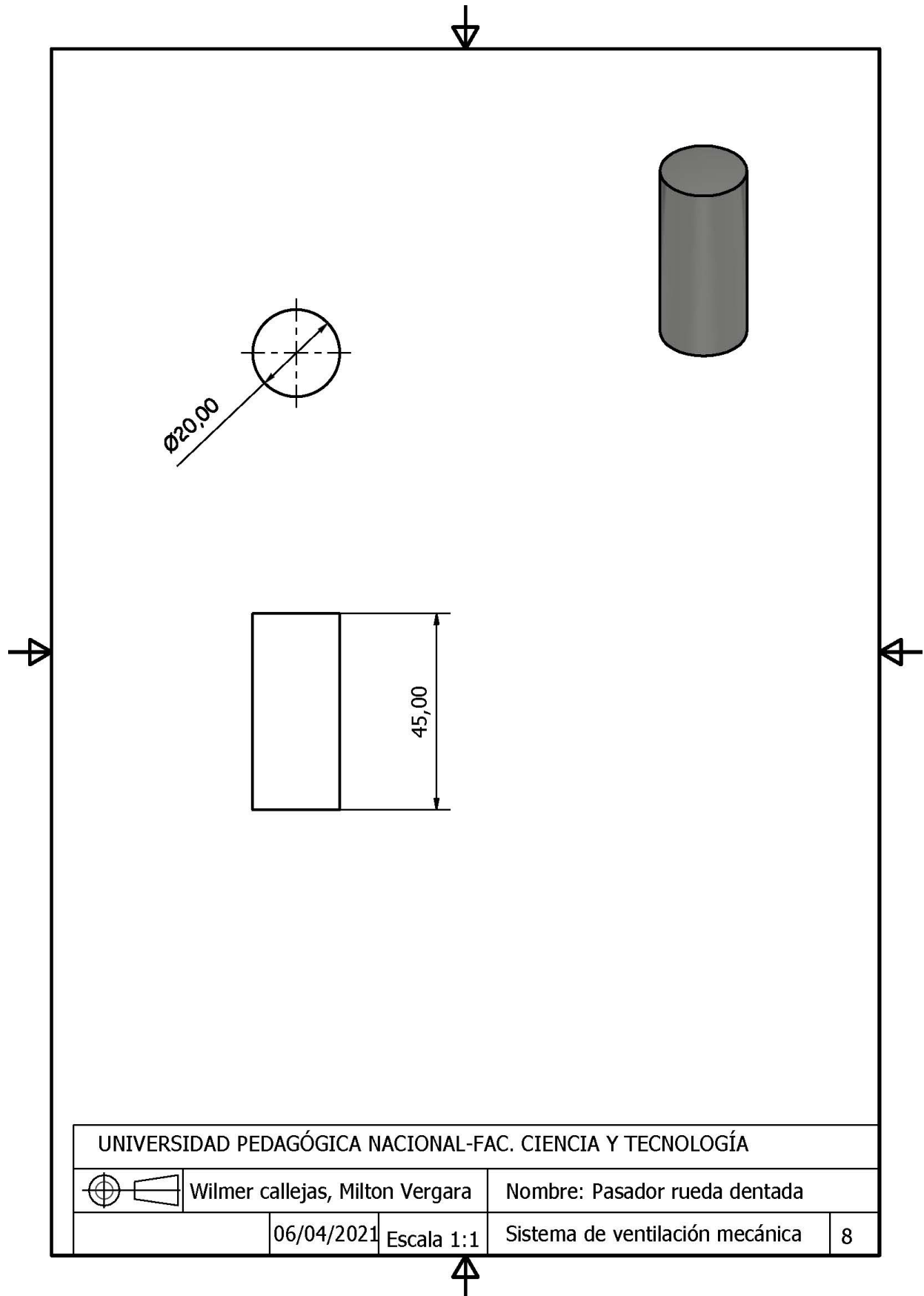
Nombre: Lado de caja 3

06/04/2021 1:4

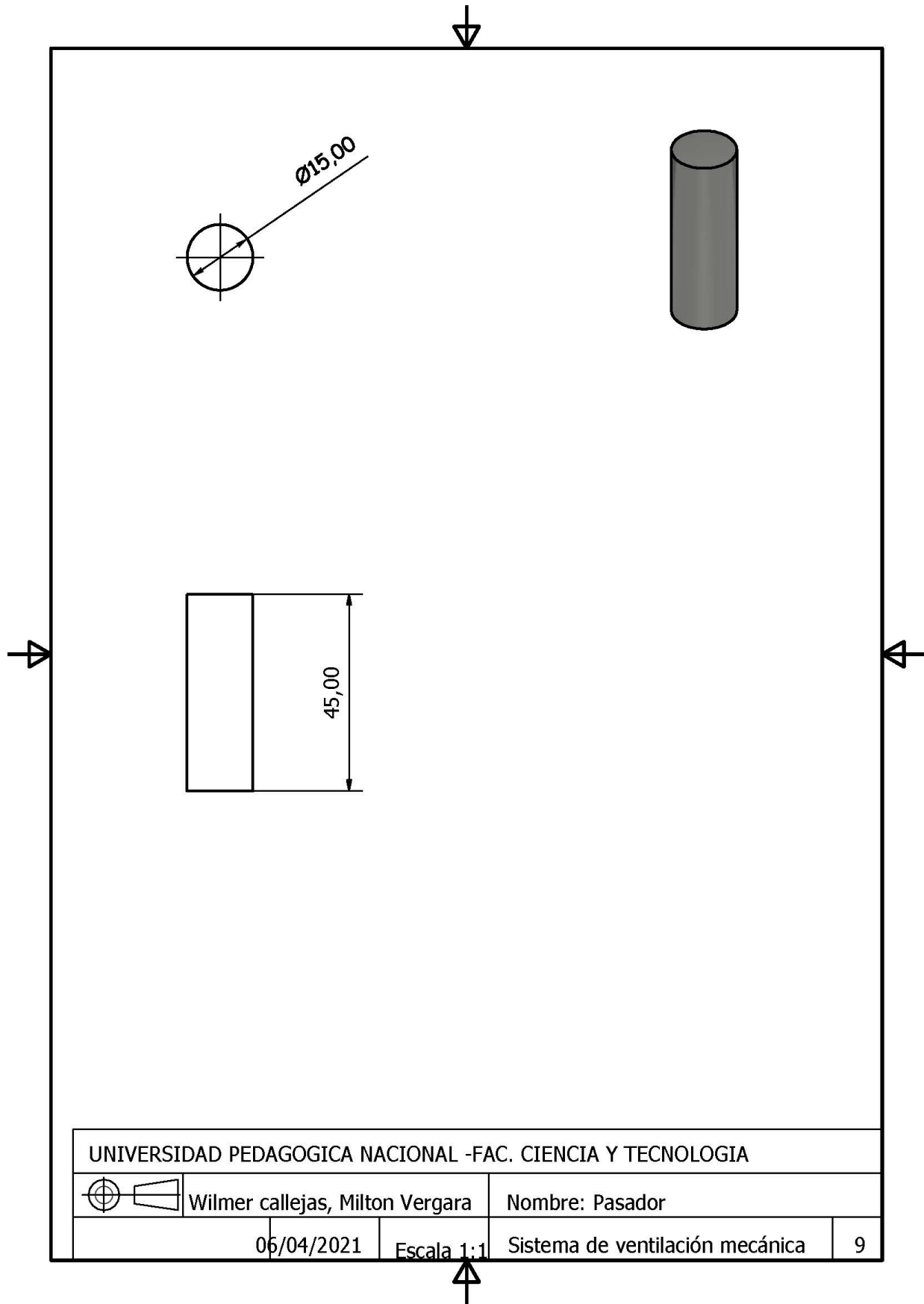
Sistema de ventilación mecánico

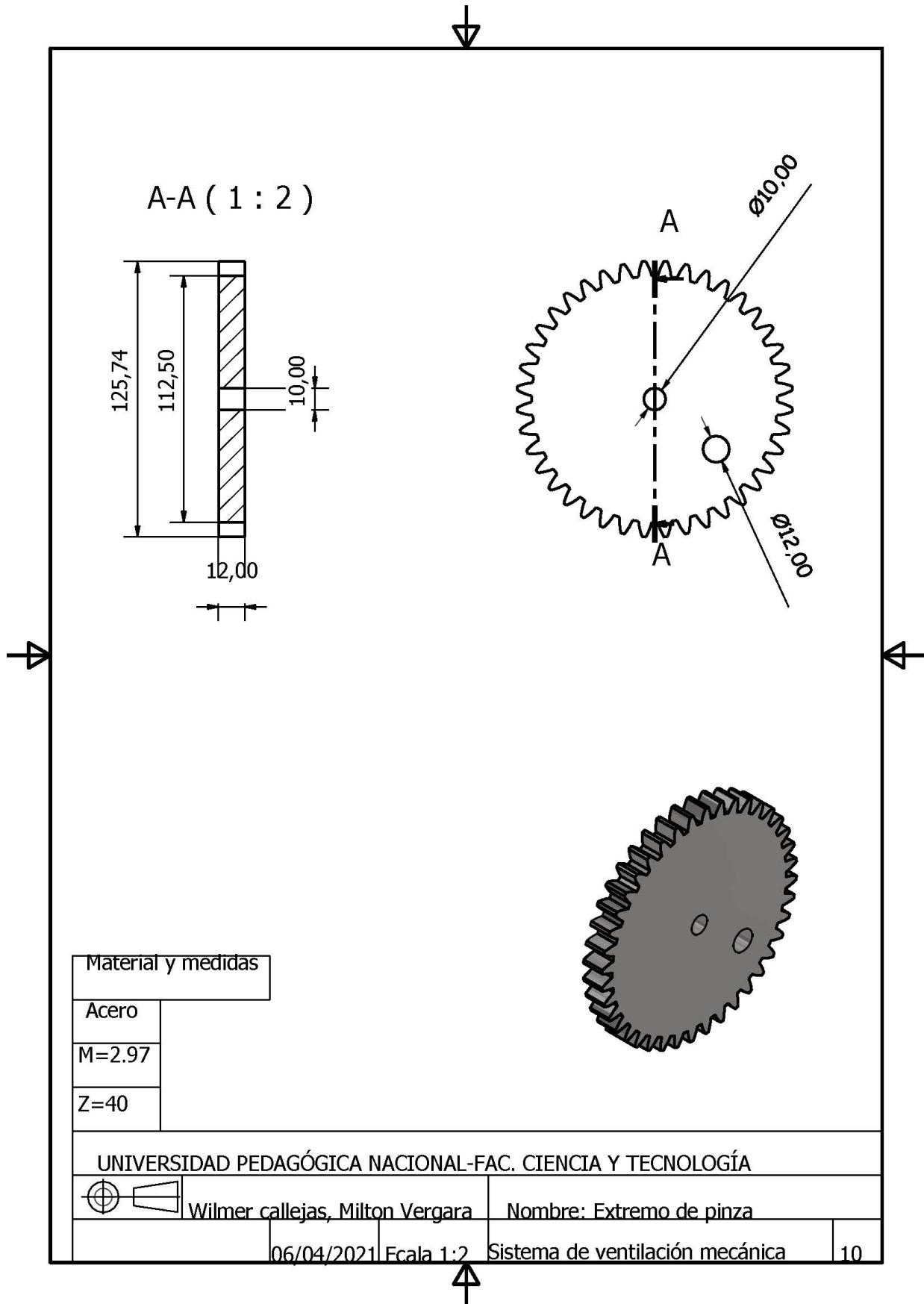
7

VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS





Material y medidas

Acero
M=2.97
Z=40

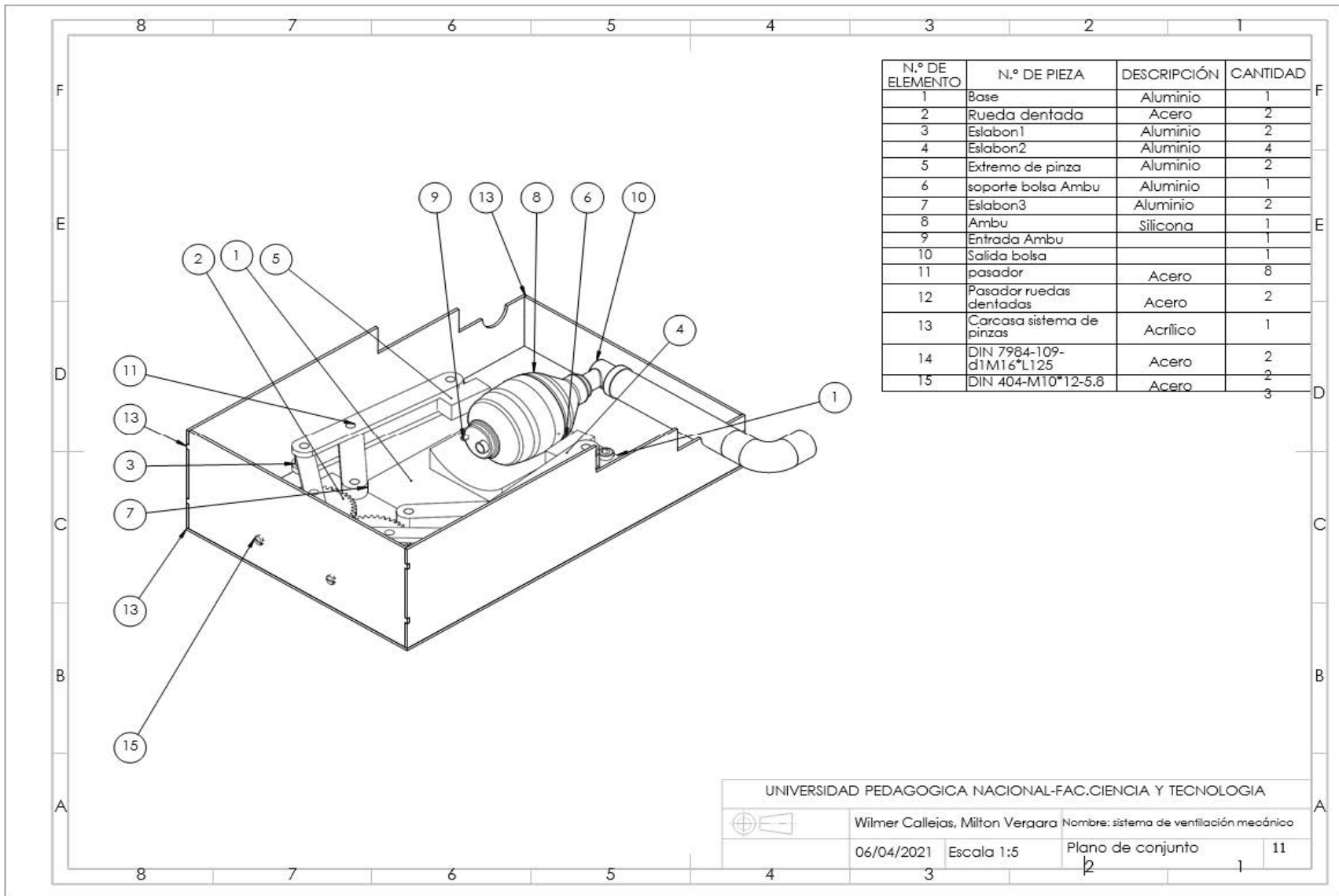
UNIVERSIDAD PEDAGÓGICA NACIONAL-FAC. CIENCIA Y TECNOLOGÍA

	Wilmer callejas, Milton Vergara	Nombre: Extremo de pinza
--	---------------------------------	--------------------------

06/04/2021	Escala 1:2	Sistema de ventilación mecánica	10
------------	------------	---------------------------------	----



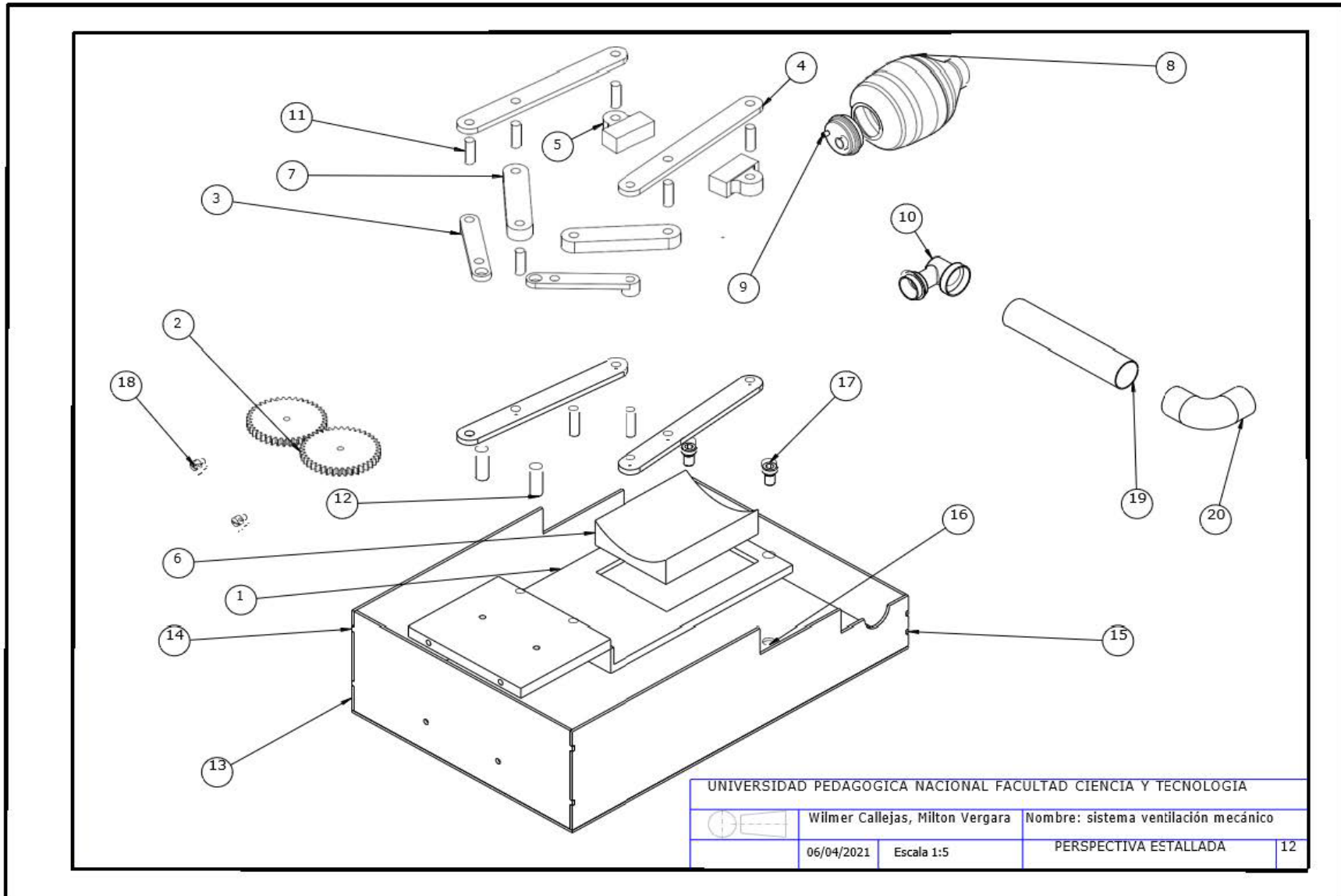
# VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



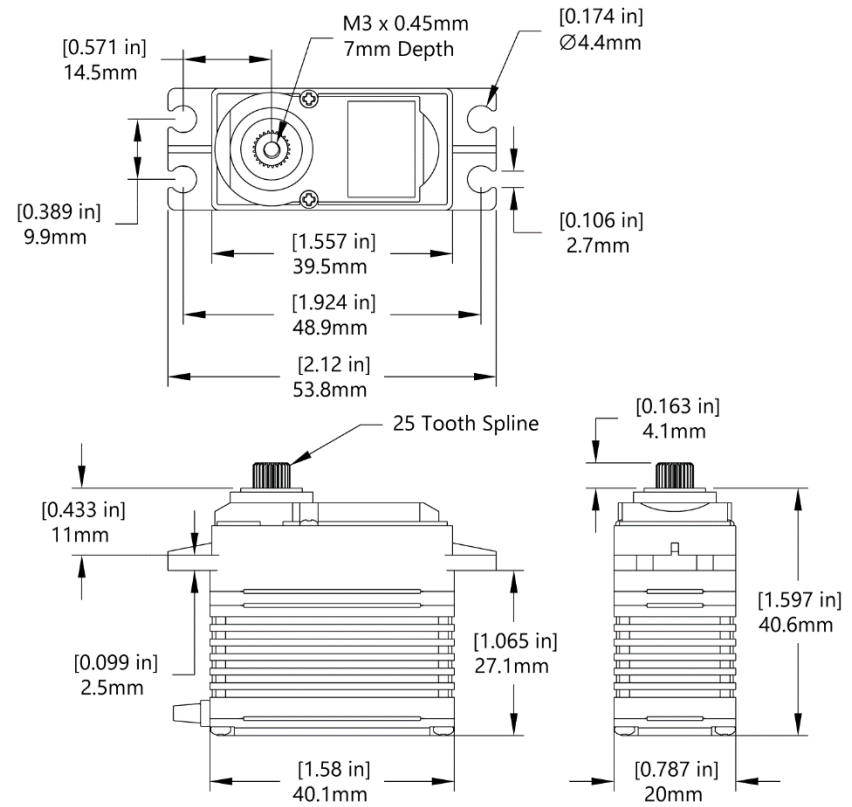
UNIVERSIDAD PEDAGOGICA NACIONAL-FAC.CIENCIA Y TECNOLOGIA

	Wilmer Callejas, Milton Vergara		Nombre: sistema de ventilación mecánica	
	06/04/2021	Escala 1:5	Plano de conjunto	11

# VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS



Tomado de: SERVO CITY “We have the parts for your ideas” (<https://www.servocity.com/hsb-9370th-servo/?sku=39370S00>)

## 7.2 Especificaciones del motor seleccionado

ESPECIFICACIONES	
Estilo del eje de salida	<a href="#">Estriado H25T</a>
Rango de voltaje	6,0 V - 7,4 V
Velocidad sin carga (7,4 V)	0,10 segundos / 60 °
Velocidad sin carga (6.0V)	0,12 segundos / 60 °
Par de bloqueo (6,0 V)	347 oz-pulgadas (25 kg.cm)
Par de bloqueo (7,4 V)	347 oz-pulgadas (25 kg.cm)
Rango máximo de señal PWM	700-2300 µseg
Recorrido por µs (stock)	0,075 ° / µseg
Rotación máxima (stock)	120 °
Amplitud de pulso	3-5 V
Temperatura de funcionamiento	-20 ° C hasta + 60 ° C
Rotación continua modificable	sí
Dirección con señal PWM creciente	Agujas del reloj
Ancho de banda muerta	2µs
Tipo de motor	Sin escobillas
Estilo de retroalimentación	Potenciómetro de 5KΩ
Soporte del eje de salida	Rodamientos de bolas dobles
Material del engranaje	Titanio (MPD híbrido 1a marcha)
Longitud de cable	11,81 "(300 mm)
Peso	2,4 onzas (68 g)
Calibre del cable	20 AWG
Tamaño del servo	Estándar
Rotación máxima (reprogramada)	205 °
Viaje por µs (reprogramado)	0,128 ° / µseg

## 8. BIBLIOGRAFÍA

- Blog Tecnomedicina. (Abril de 2011). *Tecnomedicina Tecnología aplicada en Medicina*.  
Obtenido de Tecnomedicina Tecnología aplicada en Medicina:  
[https://www.tecnomedicina.mx/que-es-un-ventilador-mecanico-y-para-que-sirve/?fbclid=IwAR3ec7lCol8xIqmXpC\\_NyDTHHl6IVEW3HKY1yfNPpp7RvT\\_OqT9MAw8Oxpk#:~:text=La%20ventilaci%C3%B3n%20mec%C3%A1nica%20es%20un,los%20pacientes%20con%20insuficiencia%20respiratoria](https://www.tecnomedicina.mx/que-es-un-ventilador-mecanico-y-para-que-sirve/?fbclid=IwAR3ec7lCol8xIqmXpC_NyDTHHl6IVEW3HKY1yfNPpp7RvT_OqT9MAw8Oxpk#:~:text=La%20ventilaci%C3%B3n%20mec%C3%A1nica%20es%20un,los%20pacientes%20con%20insuficiencia%20respiratoria)
- Canales, L. A. (2009). DISEÑO MECÁNICO Y VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE SENSADO DE UN VENTILADOR MECÁNICO PARA TERAPIA INTENSIVA. (*Tesis de pregrado*). Universidad Nacional Autónoma de México, México.
- Casabona, I., Santos, R., & Lillo, M. (19 de Junio de 2019). *Anestesiología y Reanimación*.  
Obtenido de Anestesiología y Reanimación:  
<https://especialidades.sld.cu/anestesiologia/2019/06/19/historia-y-evolucion-de-la-ventilacion-mecanica/>
- Castillo M., A. E. (2017). Ventilación mecánica Invasiva en el paciente pediátrico. *Sociedad Chilena de Neumología Pediátrica* , 15-22.
- Chamberg-Ruiz, P. d. (2017). DISEÑO, SIMULACIÓN Y CONTROL DE UN RESUCITADOR PARA PACIENTES CON DIFICULTAD RESPIRATORIA. (*Tesis de maestría*). Universidad de Piura, Piura.
- Chatburn, R. (05 de Abril de 2004). *IEEE Explore*. Obtenido de IEEE Explore:  
<https://ieeexplore.ieee.org/document/1279689>
- Cruciani Toti, O. R., & Grau Clavero, J. (Septiembre de 2016). *Universitat Politècnica de Catalunya Barcelonatech*. Obtenido de Universitat Politècnica de Catalunya Barcelonatech: <https://upcommons.upc.edu/handle/2117/101793>
- Equipo de Proyecto UFG y Asociados. (24 de Abril de 2020). *Observatorio COVID-19*.  
Obtenido de Observatorio COVID-19: <https://observatoriocovid19.sv/iniciativas.html>

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

- Facundo Pasquevich, A. P. (11 de Diciembre de 2020). *Innovación y desarrollo tecnológico y social*. Obtenido de Innovación y desarrollo tecnológico y social:  
<https://revistas.unlp.edu.ar/IDTS/article/view/10580/9697>
- Gusti, V., Wu, W. J., Grover, A., Chiu, S., Su, K.-W., Ma, E., . . . Sit, E. (09 de Noviembre de 2020). *IEEE Explore*. Obtenido de IEEE Explore:  
<https://ieeexplore.ieee.org/document/9252125>
- Gutiérrez Muñoz, F. (Junio de 2011). *SciELO*. Obtenido de SciELO:  
[http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1728-59172011000200006](http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1728-59172011000200006)
- Hernández García , A. A., & Triolet Gálvez, A. (2002). Modos de Ventilación Mecánica. *Revista Cubana de Medicina Intensiva y Emergencias* , 82-94.
- Lu, S.-Y., Lin, H., Kuo, H.-T., Wu, C.-L., Wu, W.-J., Chen, C.-H., & Liao, Y.-T. (07 de Octubre de 2019). *IEEE Explore*. Obtenido de IEEE Explore:  
<https://ieeexplore.ieee.org/document/8857805>
- MEDICAR Equipos Medicos Ltda. (2021). *AMBU RESUCITADOR CON BOLSA DE RESERVORIO – SILICONA OVAL PLUS, REF 470017100*. Obtenido de  
<https://www.medicarequiposmedicos.com/producto/ambu-resucitador-con-bolsa-de-reservorio-silicona-oval/>
- Mertz, L. (19 de Junio de 2020). *IEEE Pulse*. Obtenido de IEEE Pulse:  
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=9121830>
- Meza, L. A. (2009). *Repositorio Digital de la facultad de Ingenieria-UNAM*. Obtenido de Repositorio Digital de la facultad de Ingenieria-UNAM:  
<http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/xmlui/handle/132.248.52.100/1076>
- Naranjo , C., Flor, O., Tapia , J., Flores, E., Coba, A., & Chango, E. (2020). Diseño de Ventilador Mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión. *Universidad, Ciencia y Tecnología*.
- Norton, R. L. (2009). *Diseño de Maquinaria* . México: McGraw Hill.

## VENTILACIÓN MECÁNICA Y DIFICULTADES RESPIRATORIAS

Powelson, S. K. (2010). *MIT Libraries*. Obtenido de MIT Libraries:

<https://dspace.mit.edu/handle/1721.1/59954>

Rodríguez, P., & Brochard, L. (1 de Octubre de 2008). *Revista Argentina de Terapia Intensiva*.

Obtenido de Revista Argentina de Terapia Intensiva:

<https://revista.sati.org.ar/index.php/MI/article/view/200/73>

Ruiz, P. d. (Abril de 2017). *Repositorio Institucional Pirhua*. Obtenido de Repositorio

Institucional Pirhua: <https://pirhua.udep.edu.pe/handle/11042/2871>

Suarez Sipmann, F. (2014). Nuevos modos de ventilación asistida . *Medicina Intensiva*, 249-260.

Teleduccion Facultad de Medicina Universidad de Antioquia. (22 de marzo de 2020).

Ventilación Mecánica Básica para no Expertos [video]. Youtube. Obtenido de

<https://youtu.be/NCy0Z557e3M>

Vallejo Zambrano, C. R., Ávila Meza, S. A., Rivera Valencia, G. B., Patiño Beltrán, V. d.,

Cherrez Moreira, G. S., & Cobeña Tóala, M. M. (2018). Manejo adecuado de

ventiladores mecánicos en la UCI. *Revista Científica de investigación actualización del mundo de las ciencias* , 1214-1226.