

 <p>Universidad Pontificia Bolivariana SECCIONAL MONTERÍA Vigilada Mineducación</p>	<p align="center">PRESENTACIÓN INFORME FINAL DE TRABAJO DE GRADO Código: DA-TMO-F351 Versión: 1</p>	 <p>CIDI-UPB CENTRO DE INVESTIGACIÓN PARA EL DESARROLLO Y LA INNOVACIÓN</p>
---	--	---

Modalidad: Monografía Trabajo de Investigación Auxiliar de Investigación
Semillero Práctica profesional Concurso

DOCUMENTACIÓN REQUERIDA

Aval firmado por el director del trabajo
El proyecto en formato electrónico, con la siguiente información:

INFORMACIÓN GENERAL

Título del trabajo de grado:	Diseño de Mecanismo de un Ventilador Mecánico de Bajo Costo
Nombres y apellidos de los Estudiantes de Trabajo de Grado	Jorge Andres Agamez Villa Deymer Alberto Orozco Orozco
Director(es):	Daniel Eduardo Espinosa Corrales
Unidad académica:	Ingeniería Mecánica
Fecha de inicio:	11/01/2021
Fecha de finalización:	1/11/2021
Costo total del proyecto (incluyendo descargas, pago de personal).	5.565.440 COP
Montos de contrapartida (Entidad o dependencia que cofinancio).	NA
Línea de trabajo o área del conocimiento en la cual se inscribió el trabajo	Diseño y Elementos de Maquina
Empresa donde realizó el trabajo	NA



Diseño de Mecanismo de un Ventilador Mecánico

Jorge Andres Agamez Villa

Deymer Alberto Orozco Orozco

Universidad Pontificia Bolivariana

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

Programa de Ingeniería Mecánica

Montería

2022



MONTERÍA

Diseño de Mecanismo de un Ventilador Mecánico

Jorge Andres Agamez Villa

Deymer Alberto Orozco Orozco

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

Asesor

Daniel Eduardo Espinosa Corrales

Ingeniero Mecánico

Ing. Msc.

Universidad Pontificia Bolivariana

Escuela de Ingeniería y Arquitectura

Programa de Ingeniería Mecánica

Montería

2022

DEDICATORIAS

Agradecemos a Dios por habernos otorgado una familia maravillosa, quienes han creído en nosotros siempre, dándonos ejemplo de superación, humildad y sacrificio; enseñándonos los valores que tenemos. A todos ellos le dedicamos el presente trabajo de grado, porque han fomentado en nosotros, el deseo de superación y de triunfo en la vida. Lo que han contribuido a la consecución de este logro. Esperamos contar siempre con su valioso e incondicional apoyo.

INDICE

Introducción.....8

Marco Teórico/Estado del Arte9

Ventilación mecánica.....11

 Ventilación mecánica invasiva 12

 Ventilación mecánica no invasiva 12

 La ventilación con presión de soporte (PSV) 13

 Ventilación con bolsa AMBU..... 13

 Especificaciones del resucitador manual (AMBU)..... 14

 Volumen corriente según la edad del paciente..... 15

 Parámetros técnicos del resucitador manual (AMBU) 16

Resucitador Manual17

 El Mecanismo Yugo Escocés 17

 El Mecanismo Piñón-Cremallera 17

 El Mecanismo de Leva 18

 El Mecanismo Biela-Manivela 18

Metodología18

Resultados y discusión o Desarrollo:.....23

 Simulación de esfuerzo del prototipó 1, Brazo 23

 Resultados del estudio 24

 Resultados del estudio 26

Simulación de esfuerzo del prototipo 2, Brazo 1.....28

PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Resultado de estudio29

Simulación de esfuerzo del prototipo 2, Brazo 231

Resultados del estudio32

Simulación de esfuerzo del prototipo 2, Base34

Resultados del estudio35

Análisis dinámico del Prototipo 137

Desplazamiento.....37

Análisis dinámico del Prototipo 238

Desplazamiento.....38

Análisis de desplazamiento del AMBU del Prototipo 1.....39

Análisis de desplazamiento del AMBU del Prototipo 2.....40

Conclusiones y recomendaciones42

Bibliografía43

Anexos46

Planos46

RESUMEN

El propósito de este trabajo es describir el diseño y prototipo de un mecanismo de un ventilador mecánico, de bajo costo (menos de 2500 USD) y alta precisión (menos del 5% de tasa de error) en respuesta a la demanda mundial de dicho equipo. Su estructura se basa en equipos industriales, piezas mecanizadas de alta precisión y elementos estándar de ventilación clínica.

El mecanismo del prototipo consiste en el sistema de yugo escoces, es un mecanismo que permite transformar un movimiento rectilíneo alternativo (de una guía) en un movimiento de rotación (de una manivela y su árbol). La distancia y la velocidad a la que se mueve el brazo están determinadas por el número y la frecuencia de los pulsos de señales electrónicas del sistema de control programado. El movimiento del brazo desplaza la mezcla de aire y oxígeno medicinal hacia el paciente.

Se han probado las simulaciones estableciendo el mecanismo, el material del prototipo para imitar cómo responden en los órganos reales en condiciones típicas para pacientes adultos. Teniendo en cuenta los criterios en la selección del mecanismo y el tipo de acero para el prototipo mencionado en la metodología, para las pruebas preclínicas y la validación clínica, otro apoyo importante a los médicos a trasladarse de áreas remotas al hospital o esperando un ventilador mecánico.

Palabras Clave: Mecanismo, yugó escoces, ventilador mecánico, COVID-19.

ABSTRACT

The purpose of this work is to describe the design and prototype of a mechanical ventilator mechanism, low cost (less than 2500 USD) and high precision (less than 5% error rate) in response to the worldwide demand for such equipment. Its structure is based on industrial equipment, high-precision machined parts and standard clinical ventilation elements.

The mechanism of the prototype consists of the Scotch yoke system, it is a mechanism that allows to transform an alternative rectilinear movement (of a guide) into a rotation movement (of a crank and its shaft). The distance and speed at which the arm moves are determined by the number and frequency of electronic signal pulses from the programmed control system. The movement of the arm moves the mixture of air and medical oxygen towards the patient.

The simulations have been tested by setting up the mechanism, the prototype material to mimic how they respond in real organs under conditions typical for adult patients. Taking into account the criteria in the selection of the mechanism and the type of steel for the prototype mentioned in the methodology, for preclinical tests and clinical validation, another important support for doctors to move from remote areas to the hospital or waiting for a mechanical ventilator.

Key Words: Mechanism, Scottish yuga, mechanical ventilator, COVID-19.

Introducción

Los resucitadores manuales autoinflables (RMA), son dispositivos utilizados para dar ventilaciones a pacientes con necesidad ventilatoria. Esos dispositivos están compuestos por un conjunto de válvulas que trabajan de forma secuencial y las alteraciones en su funcionamiento pueden ser dañinas para el paciente. Esa situación muestra que el reanimador es un dispositivo que debe ser usado por profesionales entrenados, porque a pesar de que las alteraciones de funcionamiento sean algo raro, si ocurren pueden ser potencialmente fatales. (Godoy, 2011).

Abrir las vías respiratorias y reanudar la respiración son pasos esenciales, en la reanimación de pacientes con obstrucción de las vías respiratorias, Insuficiencia respiratoria y paro cardiopulmonar. Según el nivel de formación y la disponibilidad de equipos, los empleados Para proporcionar soporte de ventilación de emergencia, puede elegir entre los siguientes Diferentes caminos. La técnica de exhalación (reanimación boca a boca) es el método más eficaz. Es fácil de aprender y no requiere ningún equipo.

Sin embargo, el contenido de oxígeno del aire exhalado proporcionado al paciente no supera el 19%, que es insuficiente para la hipoxia, y el proceso se agota, dejando al personal vulnerable a posibles infecciones y puede resultar desagradable, especialmente cuando la víctima está vomitando. En la década de 1950, se adoptó la ventilación boca a boca. Más tarde, se desarrolló un resucitador manual (bolsa-válvula-máscara) para administrar concentraciones más altas de oxígeno. Estos dispositivos ahora son ampliamente utilizados por el personal médico y el personal de enfermería. Para un funcionamiento adecuado, es necesario mantener un sello

hermético entre la mascarilla y el paciente. Esta suele ser una operación difícil para un solo operador, que también debe manipular la bolsa y mantener las vías respiratorias despejadas.

Marco Teórico/Estado del Arte:

La universidad autónoma de Bucaramanga (UNAB) y la fundación oftalmológica del Santander (FOSCAL), están listas para la producción de prototipos de ventiladores mecánicos. Juan Serrano, decano de la facultad de ciencias de la salud de la UNAB, en compañía de Nick Tarazona, director de innovación y desarrollo tecnológico de Foscal y Alejandro Arboleda, director de programa de ingeniería biomédica ABAB de naciones unidas, afirman que este primer prototipo se está cumpliendo una fase de prueba para la verificación clínica para su aprobación, en caso de su aprobación posterior mente ser enviado al Instituto nacional de Vigilancia de Medicamentos y Alimentos (INVIMA) para empezar su producción. El segundo prototipo es un diseño compuesto por una turbina que es la responsable de mover el aire dentro y fuera de los pulmones, para compensar la insuficiencia respiratoria de los pacientes. A raíz de esta propuesta, se ha acogido otras instituciones como lo son Tecnoparque del SENA e ICP. Nos hemos enfocado en desarrollar y elementos de protección personal para nuestros médicos especializados (Biomédica, 2020).

Diseñan dispositivo respiratorio que se puede construir en horas, están intentando realizar un prototipo que sea fácil de replicar y que sea tan eficiente como los que se encuentran actualmente en el mercado. Esta diseñado de tal manera que en los lugares más remotos se pueda

PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

replicar y salvar personas, explico el ingeniero informático y uno de los precursores de esta iniciativa Marco castillo. Dice que es un plan b en caso de que sea necesario debido al aumento de los casos de pacientes con Covid-19. Actualmente este prototipo se encuentra en fases de pruebas, ya se está implementado en una entidad de salud, se está probando este diseño y viendo que tan eficiente es. Si todos los resultados son positivos se le realizaran pruebas de esfuerzo y resistencia (Reesistencia, 2020).

El prototipo se encuentra en etapa inicial y se está fabricado en las condiciones requeridas por el INVIMA. Bryand Salamanca estudiante de ingeniería electromecánica, Yardani Méndez médico Internista y Sara Cadena bacterióloga, son los que diseñaron y construyeron FIBA. El estudiante Bryant Salamanca les aseguró que han desarrollado un prototipo de ventilador mecánico que prevé un sistema autónomo y seguro con una interfaz que puede configurar los procesos requeridos por el paciente y es fácil de dominar por cualquiera persona que sepa de los modos de ventilación. El dispositivo puede durar 3 horas sin conexión eléctrica, debido a su diseño interno, sobre todo porque es fácil de usar y la autonomía es muy importante (Secretaria de salud de boyaca , 2020).

INVIMA aprobó el protocolo clínico de Unisabana Herons, un ventilador desarrollado por la Universidad La Sabana, y autorizó pruebas en humanos. Evaluaron si el ventilador mejora efectivamente el intercambio de gases, es decir, las transferencias de oxígeno del aire del ventilador a los vasos sanguíneos del paciente en los pulmones, así como la eliminación de dióxido de carbono del paciente al mundo exterior, y mantiene suficiente pH en la sangre. Se

enfoca en la efectividad del ventilador para lograr parámetros que sean consistentes con los objetivos que suelen fijar los médicos intensivistas para el manejo de pacientes ventilados, garantiza Luis Fernando Giraldo, profesor de la Facultad de Medicina de la Universidad de La Sabana y director de Servicio de Neumología Intervencionista de la Fundación Neumológica Colombiana. Además, también evaluará si el ventilador tiene efectos secundarios y si el comportamiento del ventilador es similar al de un ventilador comercial. El objetivo principal de la producción en masa de este equipo es poder atender a la situación inesperada que se encuentra en el país, proporcionar el ventilador que pueda faltar y de esta manera desarrollar un producto alternativo de bajo costo y producción rápida para brindar servicios a los pacientes y ayuda a salvar la mayoría de las vidas (Sabana, 2020).

Ventilación mecánica

Un ventilador mecánico es un dispositivo que proporciona asistencia respiratoria a los pacientes que no pueden respirar por sí mismos. Para conectar el ventilador al paciente sedante, se utiliza un tubo endotraqueal, que suministra flujo de aire durante la inhalación y la exhalación. La respiración está totalmente controlada por el ventilador a través de su presión o volumen. Los médicos de cuidados intensivos determinan el tiempo de inhalación y exhalación de acuerdo con el estado del paciente. Los datos se configuran en el dispositivo, por lo que se permite la ventilación. Los modos de ventilación mecánica más comunes son: ventilación controlada (CV), Ventilación asistida (VA), ventilación con presión de soporte (VPS). En ventilación controlada, este es un dispositivo que puede controlar el número planificado de ciclos en función de la presión o el volumen preconfigurados. La ejecución de este proceso nada tiene que ver con el

esfuerzo que el paciente puede realizar en la inhalación. Para su configuración, el usuario debe ingresar la frecuencia respiratoria y el volumen corriente o valor de presión. (Flor, 2020).

Ventilación mecánica invasiva

También conocida como ventilación mecánica tradicional, se realiza a través de un tubo endotraqueal o un tubo de traqueostomía (procedimiento médico en el cual se coloca una cánula o sonda en la tráquea para abrir la vía respiratoria con el fin de suministrarle oxígeno a la persona). Es el tratamiento habitual de la insuficiencia respiratoria. (Perez, s.f.).

Ventilación mecánica no invasiva

Es la que se realiza por medios artificiales (máscara facial), pero sin intubación endotraqueal. Ha demostrado ser una alternativa eficaz a la invasiva, ya que disminuye la incidencia de complicaciones y reduce costes. Actualmente, se indica en pacientes con edema agudo de pulmón cardiogénico e insuficiencia respiratoria hipercápnica secundaria a enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y en inmunocomprometidos que no requieran una intubación de urgencia y no tengan contraindicaciones para la VMNI (alteración nivel de conciencia, secreciones abundantes, vómitos). (Perez, s.f.).

La ventilación con presión de soporte (PSV)

es una modalidad asistida, limitada a presión y ciclada por flujo, que modifica el patrón ventilatorio espontáneo, es decir, disminuye la frecuencia respiratoria y aumenta el volumen circulante. El ventilador suministra una ayuda a la ventilación, programada a partir del nivel de presión de soporte. La presión se mantiene constante durante toda la inspiración, y de forma paralela el flujo disminuye progresivamente hasta alcanzar el nivel que permite el inicio de la espiración. Esta modalidad de soporte parcial es ampliamente usada, ya que permite sincronizar la actividad respiratoria del paciente con el ventilador al responder a los cambios de la demanda ventilatoria del paciente. Además, preserva el trabajo respiratorio y reduce la necesidad de sedación y curarización, facilitando por lo tanto la desconexión de la VM. (Subirana, 2000).

Ventilación con bolsa AMBU

El resucitador manual es una bolsa autoinflable con válvulas unidireccionales que impiden la reinspiración del aire espirado. Existen tres tamaños diferentes: neonatales, con una capacidad de 250 ml, infantiles, para niños menores de 8 años, de 500 ml, y de adultos, entre 1600 y 2000 ml. El resucitador que dispone de una bolsa reservorio en su parte posterior, si se conecta a una fuente de oxígeno con un flujo de 10-15 ml/min, suministra una concentración de oxígeno próxima al 100%. Si disponen de una válvula de sobrepresión debe ser inactivada, ya que durante la RCP las presiones precisas para proporcionar un volumen tidal suficiente son altas, especialmente al ventilar con mascarilla. (SAMIUC, s.f.).

Especificaciones del resucitador manual (AMBU)

Ante todo, no podemos considerar al niño como un adulto pequeño, aunque en términos generales podríamos decir que a partir de los 7 años (30-40 kg), estos pacientes se asemejan bastante al adulto, sin otra consideración especial que la propia de tener un menor tamaño. De los 7 a los 3 años (40-15 kg) los pacientes se consideran plenamente niños, y aunque podemos emplear con ellos sistemas propios de los adultos debemos hacerlo con ciertas precauciones. Si tienen menos de 3 años (menos de 15 kg), su manejo será más dificultoso cuantos más pequeños sean. Estos

pequeños pacientes requerirán la aplicación de técnicas de ventilación específicas, así como el empleo de instrumental adecuado, especialmente en el caso de los lactantes y recién nacidos (< 1 año), que presentan marcadas diferencias anatómicas, fisiológicas y de mecánica ventilatoria con resistencias muy elevadas. El volumen corriente y la frecuencia respiratoria acostumbran a calcularse teniendo en cuenta el peso corporal (ml/kg) o la edad. (Marco, 2012). Tal y como se muestra en la tabla 1 y 2.

Volumen corriente según la edad del paciente

Tabla 1

Volumen Corriente

Edad	Volumen Corriente (ml)
Prematuros	5-10
Recién nacidos a término	20-30
Lactantes hasta 6 meses	40-50
De 6 meses a 1 año	70-90
De 1 a 3 años	110-120
De 3 a 6 años	250-300
Adultos	500-800

Fuente: (Marco, 2012).

Nota. Tabla 1 y 2 muestran los parámetros técnicos del volumen corriente o tidal del paciente y del AMBU. En la, dicho volumen es el aire que entra a los pulmones cuando circula entre la inspiración y espiración normal sin realizar ningún esfuerzo adicional.

PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Parámetros técnicos del resucitador manual (AMBU).

Tabla 2

Parámetros

Descripción	Adulto	Pediátrico	Neonato
Volumen Tidal	700ml	450ml	150ml
Peso del Paciente	30Kg(>10años)	10-30Kg (1-10 años)	10kg (<1 año)
Volumen total de la bolsa	1475ml	635ml	220ml
Dimensiones	291mm×128mm	245mm×99mm	165mm×70mm
Volumen de la Bolsa del Deposito O ²	2600ml	2600ml	100ml
Conector Externo del Paciente		22mm	
Conector Interno del Paciente		15mm	
Conector Espiratorio		30mm Macho	

Fuente: (Ambu ® Resucitadores Silicona Oval, s.f.)

Resucitador Manual

Conocido como bolsa válvula mascarilla o bolsa de AMBU (BVM) con este diseño buscamos ventilar un paciente y mantener una ventilación constante durante largas horas y así evitar la fatiga de los médicos que puedan provocar la ventilación manual, Para los diseños planteados, se consideró basarnos en el mecanismo yugo escoces, mecanismo piñón-cremallera, leva y biela-manivela.

El Mecanismo Yugo Escocés

Trata de un mecanismo que permite transformar un movimiento rectilíneo alternativo (de una guía) en un movimiento de rotación (de una manivela y su árbol). También puede funcionar al revés cambiando la rotación de un árbol y una manivela en un movimiento alternativo rectilíneo. (Romeva, 2010).

El Mecanismo Piñón-Cremallera

Es un dispositivo mecánico con dos engranajes, denominados piñón y cremallera, que convierte un movimiento de rotación en un movimiento rectilíneo o viceversa. El engranaje circular denominado piñón engrana con una barra dentada denominada cremallera, de forma que un giro aplicado al piñón causa el desplazamiento lineal de la cremallera. (Search, 2007).

El Mecanismo de Leva

La leva es un tipo de mecanismo que permite transformar un movimiento circular a un movimiento rectilíneo mediante el contacto directo a un seguidor. (Burstein, 2009).

El Mecanismo Biela-Manivela

Es un mecanismo que transforma un movimiento circular en un movimiento de traslación, o viceversa. El ejemplo actual más común se encuentra en el motor de combustión interna de un automóvil, en el cual el movimiento lineal del pistón producido por la explosión de la gasolina se trasmite a la biela y se convierte en movimiento circular en el cigüeñal. (Grewe, 2011).

Se considero estos mecanismos para deformar suave y repetidamente la bolsa de AMBU garantizando una suministración de aire constante, que permitan un ensamble sencillo y a la vez compacto para su traslado.

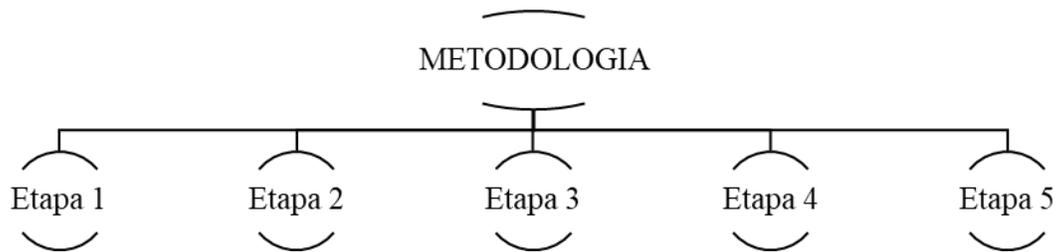
Metodología

La metodología propuesta para el desarrollo de este proyecto es de investigación-documental, empezaremos con una caracterización de todos los tipos de mecanismos de ventiladores mecánicos que se encuentran actualmente en el mercado buscando una optimización en sus referencias bibliográficas y se basó en el método documental, porque se quiere dar una característica diferenciadora al ventilador que deseamos diseñar a los ya existentes en el mercado, es de bajo costo, de alta precisión, fácil de mover y automático, usando herramientas computacionales como SolidWorks 2020 ® para la simulación de los diseños conceptuales y

analizarlos. Para este proyecto de grado se proponen unas etapas tal y como se observa en la figura 1.

Figura 1

Esquematización del proyecto



Nota. En esta figura 1 se proponen las etapas que se realizara en el proyecto.

Etapa 1: Estableceremos prototipos de mecanismos de ventiladores mecánicos existentes que permitan seleccionar parámetro de bajo costo, se consultaron bases de datos científicas para recopilar todos los artículos cuyo título y resumen están relacionados con los parámetros de diseño asociados para la ventilación mecánica. Sé buscarán artículos, que en el primer criterio sean la satisfacción y reacción a los objetivos y el problema abordado; La búsqueda de documentos se realizará en bases de datos. Tal y como se muestra en la tabla 3.

Tabla 3

Criterios de Selección del Mecanismo

Criterios	Mecanismo yugo escocés	Mecanismo piñón-cremallera	Mecanismo de leva	Mecanismo biela-manivela
Bajo Costos	×		×	×
Manufactura	×			
Mantenimiento	×		×	
Ergonomía	×		×	×

Nota. En esta tabla 3 se tuvieron en cuenta los criterios para la selección del mecanismo para nuestro diseño del prototipo. El mecanismo que se escogió para nuestro prototipo fue el mecanismo de yugo escocés.

Etapa 2: Se comparó los materiales que se implementarán el mecanismo, normalmente el material más utilizado es el acero de grado quirúrgico es una variante del acero que generalmente se compone de una aleación de cromo (12 a 20 %), molibdeno (0,2 a 3 %) y, a veces, níquel (8 a 12 %). El cromo imparte resistencia al desgaste y la corrosión a este metal, y están designados para uso biomédico, pero tienen un alto precio en el mercado. Los aceros de grado quirúrgico más comunes son el acero inoxidable SAE 316 y los aceros inoxidables martensíticos SAE 440, SAE 420 y SAE 630. Se comparó estos aceros como muestra en la tabla 4.

Tabla 4

Precios de los Tipos de Aceros

	Tipo de Aceros		
	Acero Inoxidable	Acero Inoxidable	Acero Inoxidable
	SAE 316	AISI 304	AISI 316L
Precios Por Kilogramo	\$ 62,965 COP	\$ 21,500 COP	\$36,700 COP

Nota. En esta tabla 4 se muestra detalles de los precios de los aceros para comparar costos. Estos fueron los aceros que comparamos, el acero inoxidable SAE 316 que es el acero de grado quirúrgico, el acero inoxidable AISI 304 que es más comercial y el acero inoxidable AISI 316L que fue el acero que seleccionamos para el prototipo, porque es el que más se asemeja a las características del acero de grado quirúrgico.

Etapa 3: Se validó probado los prototipos en simulaciones para imitar cómo responden en los órganos reales en condiciones típicas para pacientes adultos, teniendo en cuenta el cumplimiento de los parámetros del resucitador AMBU. El volumen corriente y la frecuencia respiratoria acostumbran a calcularse teniendo en cuenta el peso corporal (ml/kg) o la edad, para pacientes adultos es de 500-800ml, al ejecutar los análisis bajo los criterios se obtenga buenos resultados para la ventilación cumpliendo las normas medicas establecidas para su diseño.

PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Etapa 4: Se comprobó las propuestas de diseño de mecanismos de acuerdo con análisis estático y análisis dinámico en SolidWorks®. Teniendo en cuenta los parámetros de diseño descritos anteriormente, bajos los criterios de von mises para su análisis.

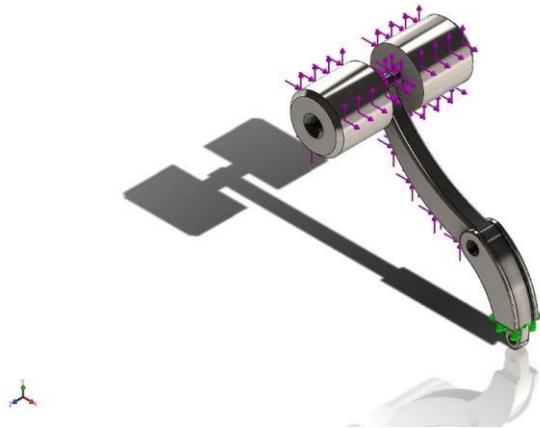
Etapa 5: Se seleccionó la mejor propuesta de diseño de mecanismo de ventilador mecánico teniendo en cuenta el cumplimiento de los parámetros del resucitador AMBU, cumpliendo los parámetros para paciente adulto que es de 500-800 ml.

Resultados y discusión o Desarrollo:

Simulación de esfuerzo del prototipo 1, Brazo

Figura 2

Brazo del Prototipo 1

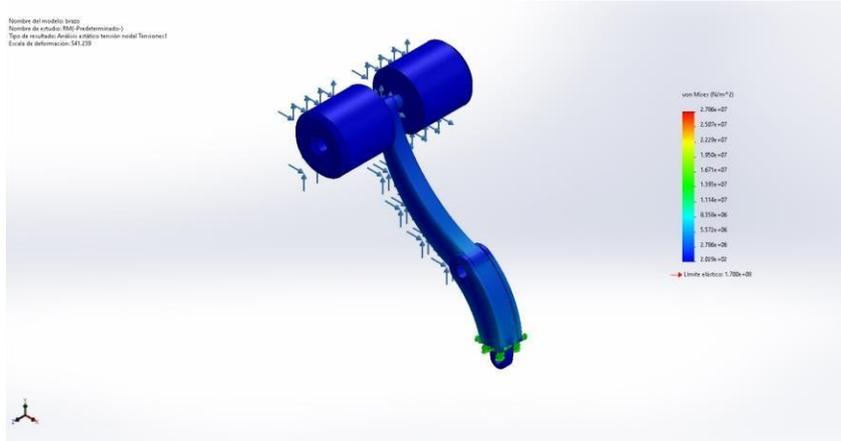


Nota. En la figura 2 muestra el brazo del prototipo 1, con su carga de 10N y sujeciones, este brazo es de un acero inoxidable AISI 316L, con un límite elástico de $1.7e+08$ N/m², un límite de tracción de $4.85e+08$ N/m², módulo elástico de $2e+11$ N/m², coeficiente de Poisson de 0.265 y densidad de 8,027 kg/m³.

Resultados del estudio

Figura 3

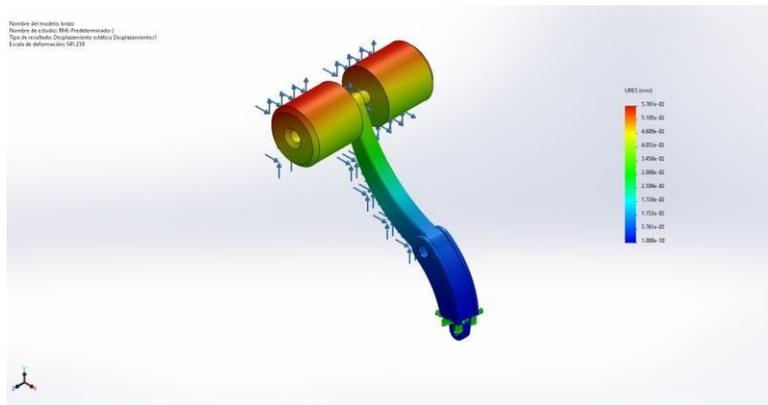
Tensiones del Brazo de Prototipo 1



Nota. En la figura 3 muestras las tensiones por von mises ejercidas en el brazo, se puede observar que la tensión mínima es de $2.029e+02\text{N/m}^2$ y la máxima es de $2.786e+07\text{N/m}^2$.

Figura 4

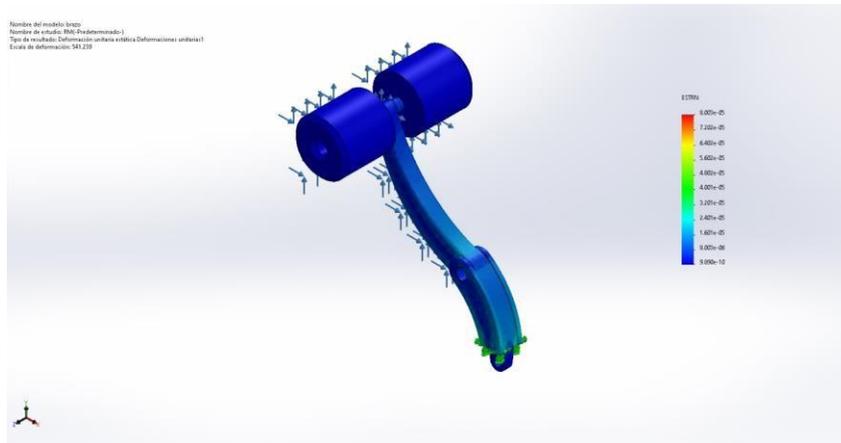
Desplazamiento del Brazo del Prototipo 1



Nota. En la figura 4 muestra los desplazamientos resultantes, como puede observar tiene un desplazamiento mínimo de $0.000e+00\text{mm}$ y máximo de $5.761e-02\text{mm}$.

Figura 5

Deformación Unitaria del Brazo del Prototipo 1

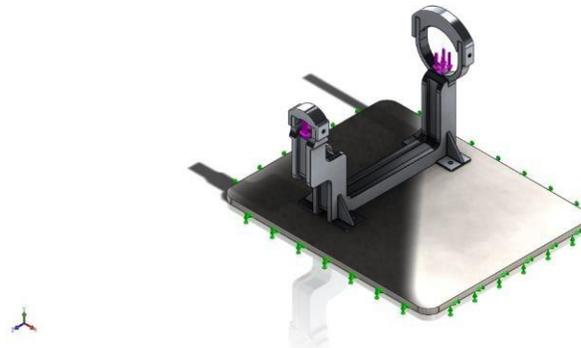


Fuente: Propia

Nota. En la figura 5 muestra la deformación unitaria equivalente, que tiene una deformación mínima de $9.890e-10$ y máxima de $8.003e-05$.

Figura 6

Base del Prototipo 1



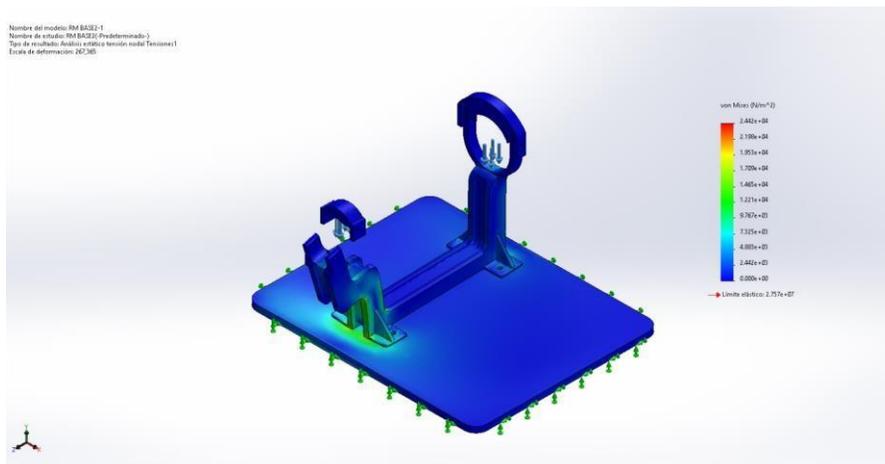
PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Nota. En la figura 6 muestra la base del prototipo 1, con su carga de 1N y sujeción fija, esta base es de un acero inoxidable AISI 316L, con un límite elástico de $1.7e+08$ N/m², un límite de tracción de $4.85e+08$ N/m², módulo elástico de $2e+11$ N/m², coeficiente de Poisson de 0.265 y densidad de $8,027$ kg/m³.

Resultados del estudio

Figura 7

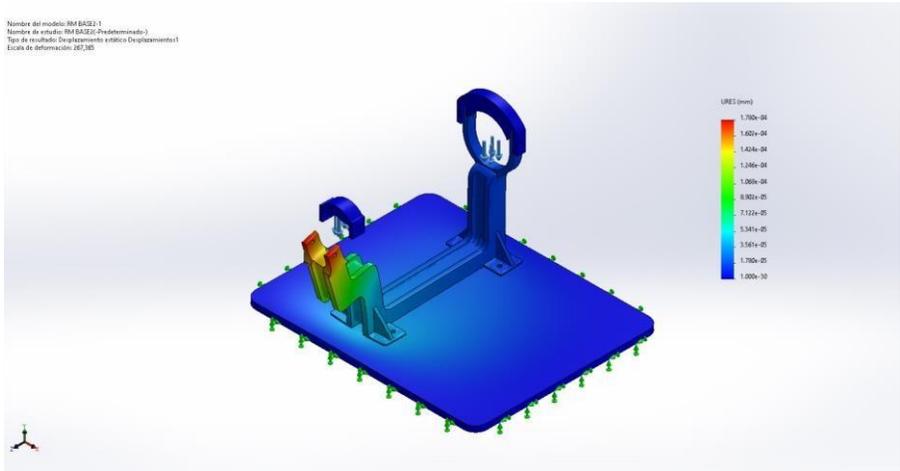
Tensiones de la Base del Prototipo 1



Nota. En la figura 7 muestras las tensiones por von mises ejercidas en la base, se puede observar que la tensión mínima es de $0.000e+00$ N/m² y la máxima es de $2.442e+04$ N/m².

Figura 8

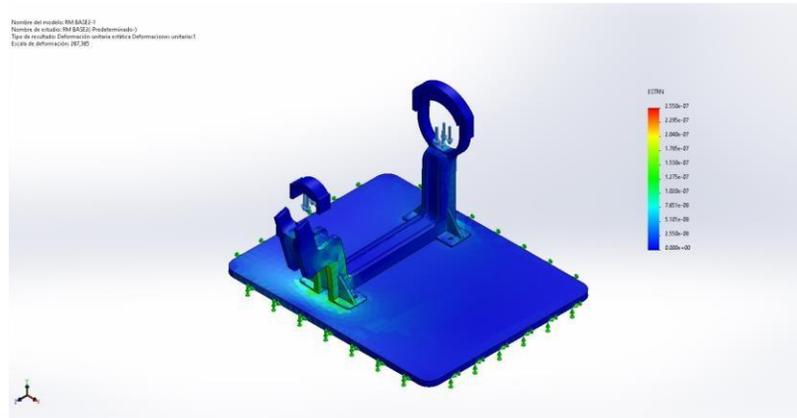
Desplazamiento de la Base del Prototipo 1



Nota. En la figura 8 muestra los desplazamientos resultantes, como puede observar tiene un desplazamiento mínimo de 0.000e+00mm y máximo de 1.780e-04mm.

Figura 9

Deformación de la Base del Prototipo 1

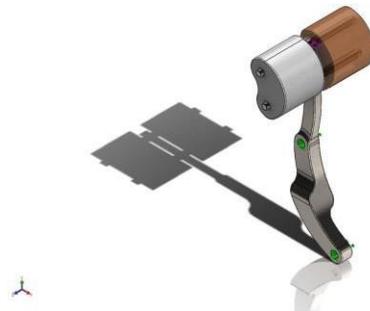


Nota. En la figura 9 muestra la deformación unitaria equivalente, que tiene una deformación mínima $0.000e+00$ y máxima de $2.550e-07$.

Simulación de esfuerzo del prototipo 2, Brazo 1

Figura 10

Brazo 1 del Prototipo 2

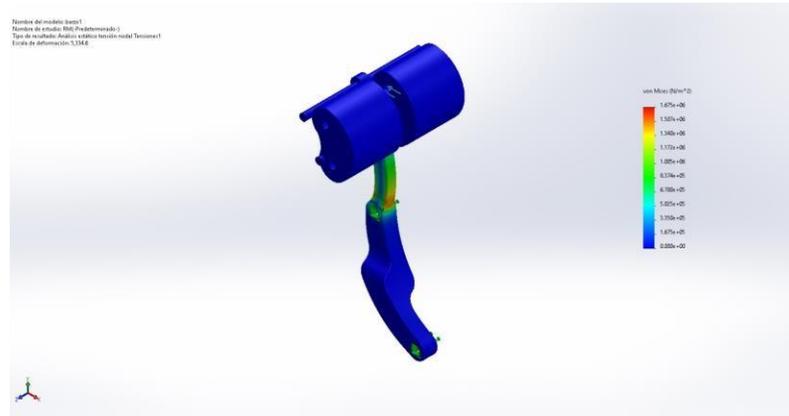


Nota. En la figura 10 muestra el brazo 1 del prototipo 2, con su carga de 10N y sujeciones, este brazo es de un acero inoxidable AISI 316L, con un límite elástico de $1.7e+08$ N/m², un límite de tracción de $4.85e+08$ N/m², módulo elástico de $2e+11$ N/m², coeficiente de Poisson de 0.265 y densidad de $8,027$ kg/m³.

Resultado de estudio

Figura 11

Tensiones del Brazo 1 del Prototipo 2



Nota. En la figura 11 muestras las tensiones por von mises ejercidas en el brazo 1 del prototipo 2, se puede observar que la tensión mínima es de $0.000e+00\text{N/m}^2$ y la máxima es de $1.675e+06\text{N/m}^2$.

Figura 12

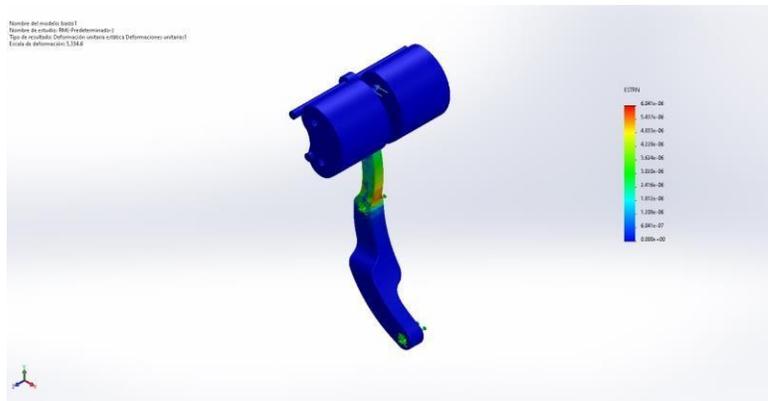
Desplazamiento del Brazo 1 del Prototipo 2



Nota. En la figura 12 muestra los desplazamientos resultantes, como puede observar tiene un desplazamiento mínimo de 0.000e+00mm y máximo de 4.281e-03mm.

Figura 13

Deformación del Brazo 1 del Prototipo 2



Nota. En la figura 13 muestra la deformación unitaria equivalente, que tiene una deformación mínima 0.000e+00 y máxima de 6.041e-06.

Simulación de esfuerzo del prototipo 2, Brazo 2

Figura 14

Brazo 2 del Prototipo 2

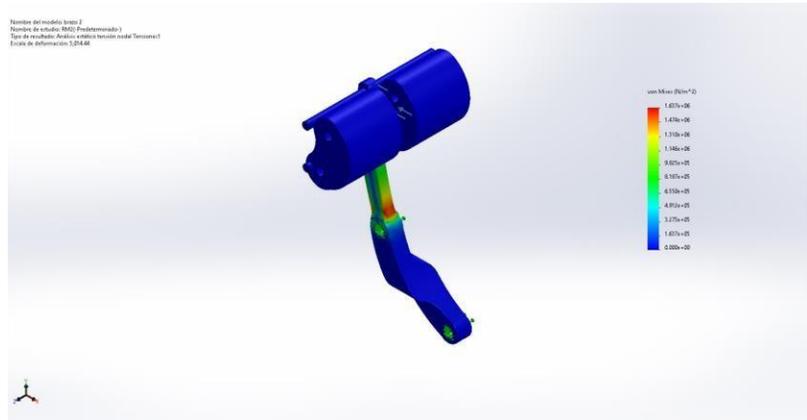


Nota. En la figura 14 muestra el brazo 2 del prototipo 2, con su carga de 10N y sujeciones, este brazo es de un acero inoxidable AISI 316L, con un límite elástico de $1.7e+08$ N/m², un límite de tracción de $4.85e+08$ N/m², módulo elástico de $2e+11$ N/m², coeficiente de Poisson de 0.265 y densidad de 8,027 kg/m³.

Resultados del estudio

Figura 15

Tensiones del brazo 2 del Prototipo 2



Nota. En la figura 15 muestras las tensiones por von mises ejercidas en el brazo 1 del prototipo 2, se puede observar que la tensión mínima es de $0.000e+00\text{N/m}^2$ y la máxima es de $1.637e+06\text{N/m}^2$.

Figura 16

Desplazamiento del Brazo 2 del Prototipo 2

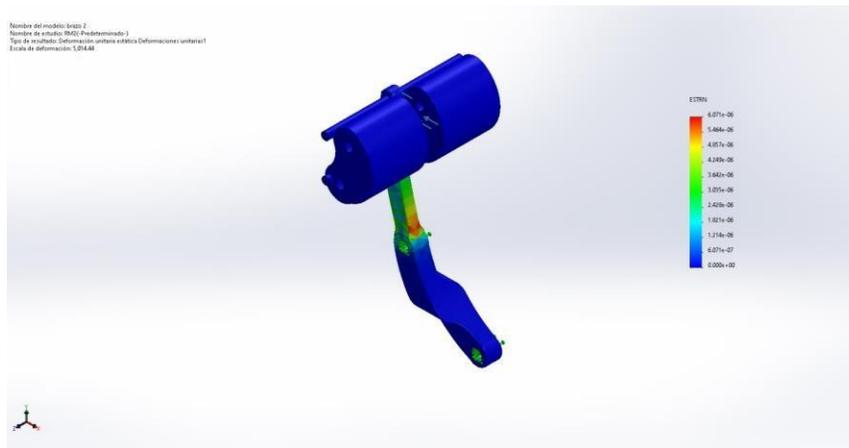


PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Nota. En la figura 16 muestra los desplazamientos resultantes, como puede observar tiene un desplazamiento mínimo de 0.000e+00mm y máximo de 4.099e-03mm.

Figura 17

Deformación del brazo 2 del Prototipo 2

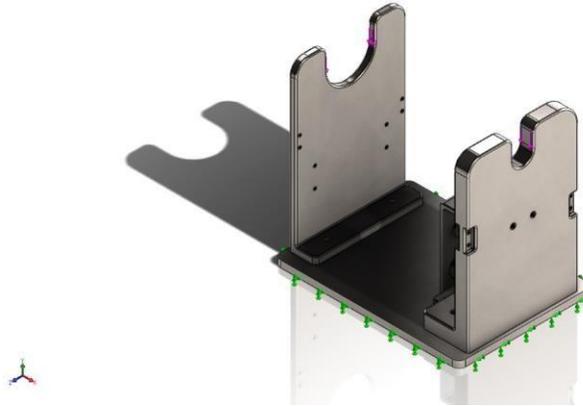


Nota. En la figura 17 muestra la deformación unitaria equivalente, que tiene una deformación mínima 0.000e+00 y máxima de 6.071e-06.

Simulación de esfuerzo del prototipo 2, Base

Figura 18

Base del Prototipo 2 del Prototipo 2

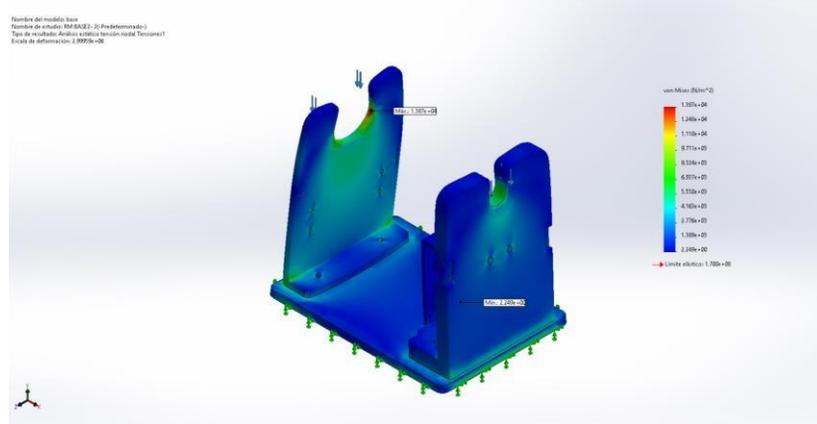


Nota. En la figura 18 muestra el base del prototipo 2, con su carga de 10N y sujeciones, este brazo es de un acero inoxidable AISI 316L, con un límite elástico de $1.7e+08$ N/m², un límite de tracción de $4.85e+08$ N/m², módulo elástico de $2e+11$ N/m², coeficiente de Poisson de 0.265 y densidad de 8,027 kg/m³.

Resultados del estudio

Figura 19

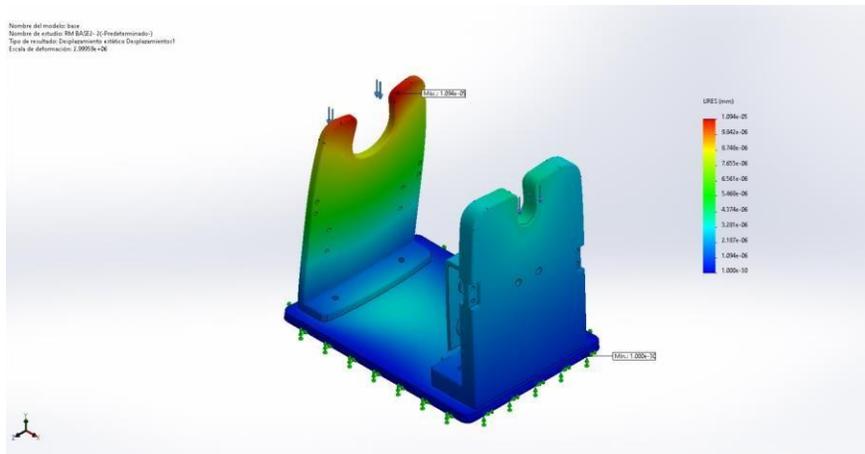
Tensiones de la base del Prototipo 2



Nota. En la figura 19 muestras las tensiones por von mises ejercidas en el brazo 1 del prototipo 2, se puede observar que la tensión mínima es de $2.249 \times 10^0 \text{ N/m}^2$ y la máxima es de $1.387 \times 10^4 \text{ N/m}^2$.

Figura 20

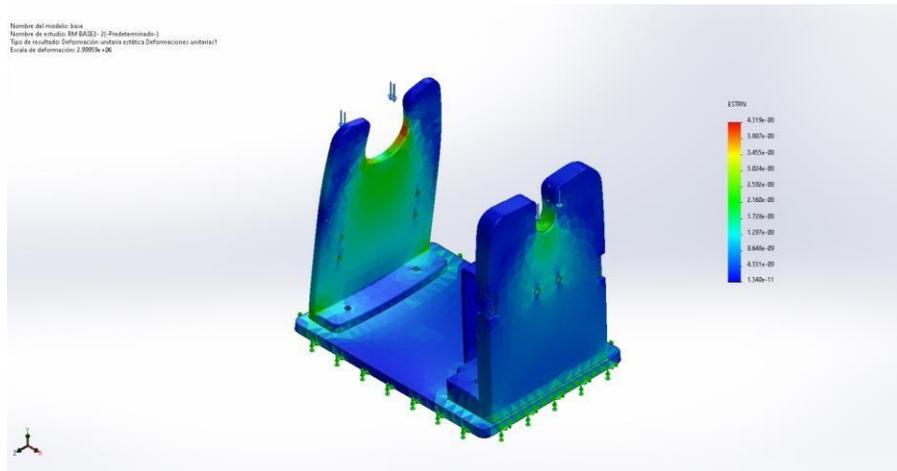
Desplazamiento de la base del Prototipo 2



Nota. En la figura 20 muestra los desplazamientos resultantes, como puede observar tiene un desplazamiento mínimo de $0.000e+00\text{mm}$ y máximo de $1.094e-05\text{mm}$.

Figura 21

Deformación de la base del Prototipo 2



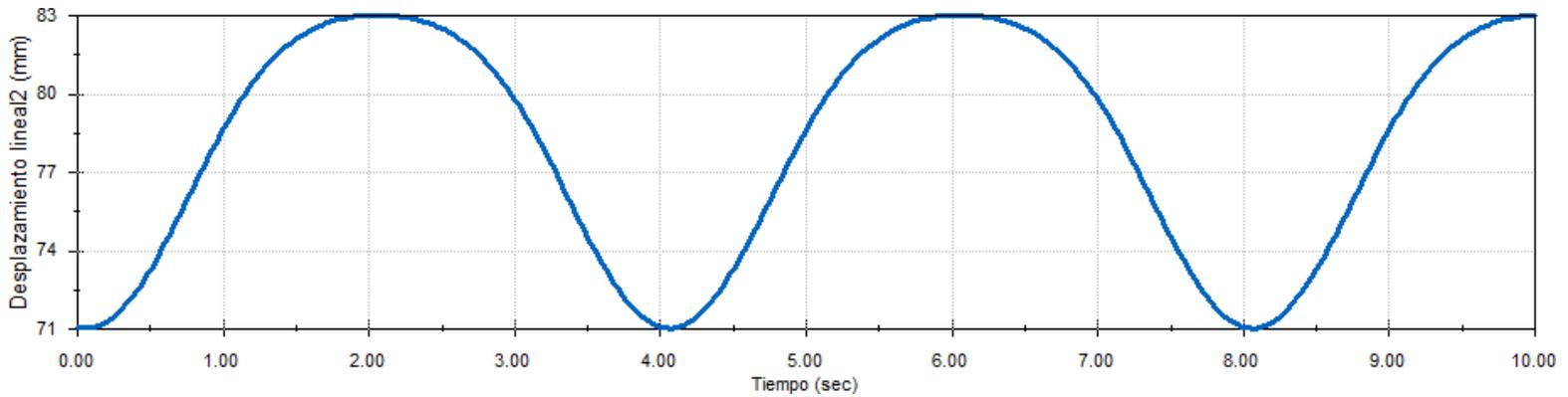
Nota. En la figura 21 muestra la deformación unitaria equivalente, que tiene una deformación mínima $1.340e-11$ y máxima de $4.319e-08$.

Análisis dinámico del Prototipo 1

Desplazamiento

Figura 22

Desplazamiento del Brazo del Prototipo 1



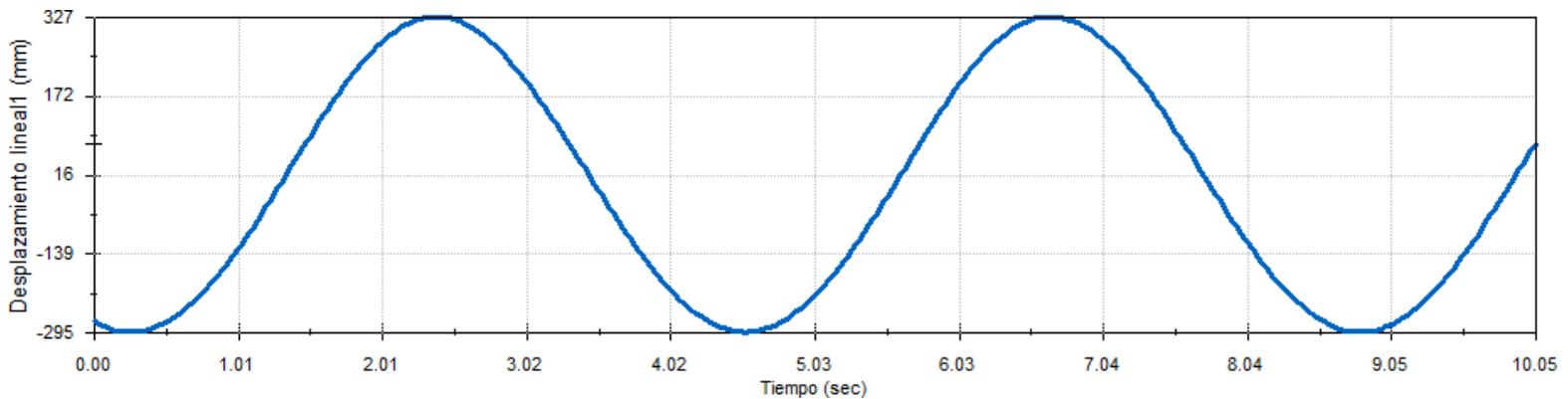
Nota. En la figura 22 se muestran el desplazamiento del brazo con respecto al tiempo, el brazo se moverá hacia el AMBU para deformarlo, su punto máximo será a los 83mm, para luego retomar a cero.

Análisis dinámico del Prototipo 2

Desplazamiento

Figura 23

Desplazamiento de los Brazos del Prototipo 2

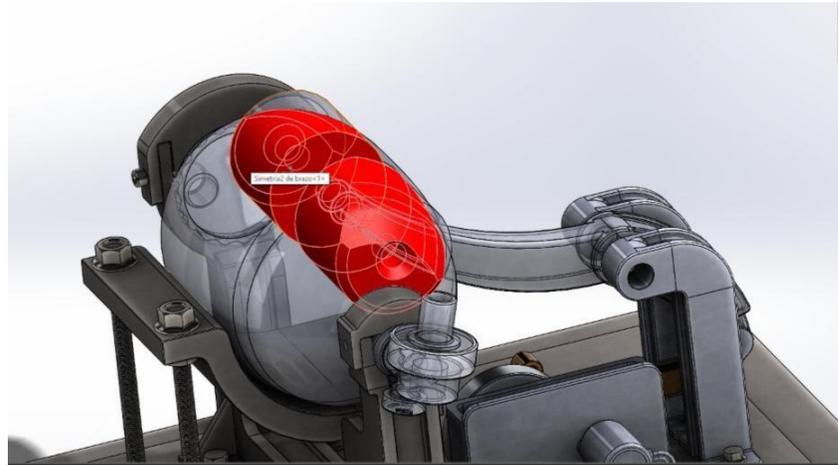


Nota. En la figura 23 se muestra el desplazamiento de los brazos con respecto al tiempo, el brazo se moverá hacia el AMBU para deformarlo, su punto máximo será a lo 327mm, para luego retomar a cero.

Análisis de desplazamiento del AMBU del Prototipo 1

Figura 24

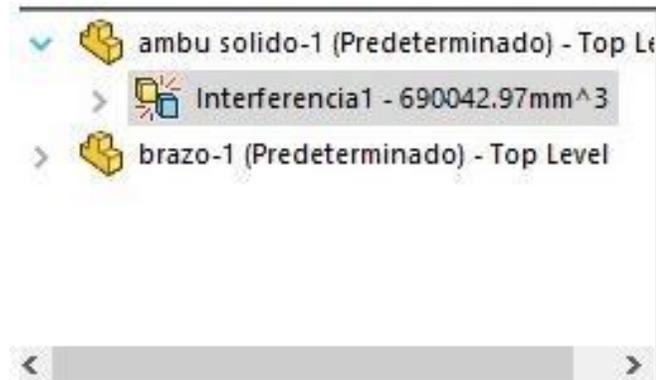
Desplazamiento del AMBU en el Prototipo 1



Nota. En la figura 24 muestra cómo se desplaza el brazo para desformar el AMBU.

Figura 25

Resultado del Desplazamiento del Brazo del Prototipo 1



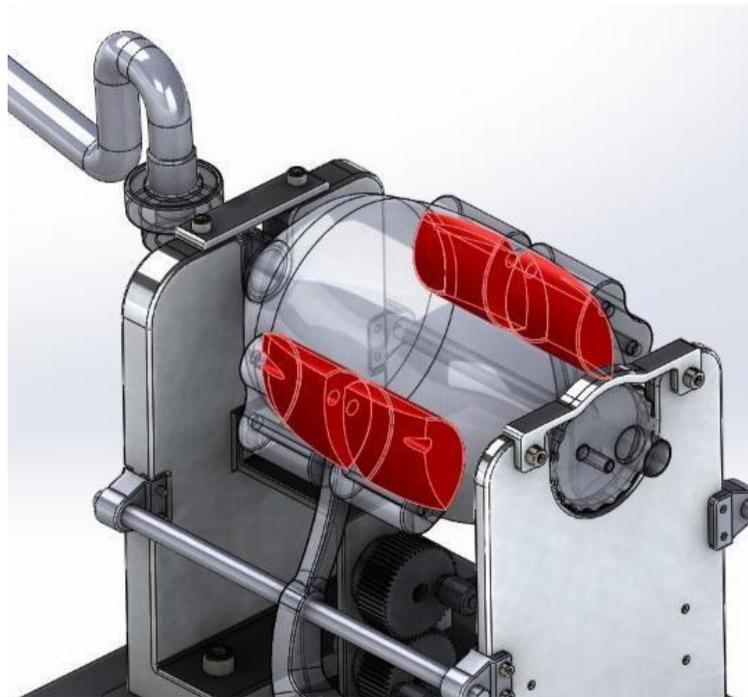
Nota. En la figura 25 muestra el resultado que nos dio la simulación del desplazamiento del ambu del primer prototipo, nos dio como resultado 690042.97 mm³, pasamos el resultado a ml

y nos dio 690.04297 ml. Restamos el resultado con el volumen total del ambu que es de 1475 ml y nos dio 784.95703 ml, el resultado que nos da está en un rango de 500-800 ml de volumen corriente o tidal que necesita un paciente adulto que requiere ser ventilado. Nuestro prototipo si es viable para ventilar pacientes adultos.

Análisis de desplazamiento del AMBU del Prototipo 2

Figura 26

Desplazamiento del AMBU en el Prototipo 2



Nota. En la figura 26 muestra cómo se desplaza el brazo para desformar el AMBU.

Figura 27

Resultado de Desplazamiento de los Brazos del Prototipo 2



Nota. En la figura 27 tenemos el resultado que nos dio la simulación del desplazamiento del ambu del segundo prototipo, nos dio como resultado 257130,37 mm³, pasamos el resultado a ml y nos dio 25713.037 ml. Restamos el resultado con el volumen total del ambu que es de 1475 ml y nos dio 255.655 ml, el resultado que nos da esta un rango de 250-300 ml de volumen corriente o tidal que necesita un paciente de 3-6 años que requiere ser ventilado. Nuestro segundo prototipo no es viable para ventilar pacientes adultos, sino para pacientes de 3-6 años.

Conclusiones y recomendaciones:

- La propuesta de diseño del mecanismo termino cumplió los objetivos de lograr un prototipo de fácil traslado y que realice las funciones de un ventilador manual.
- Al realizar las simulaciones de los diseños de mecanismos, uno de ellos se logró obtener buenos resultados, un volumen de 784.95703 ml para la ventilación de pacientes adultos, sin embargo, el otro prototipo no se obtuvo buenos resultados al momento de hacer las simulaciones, ya que este daba un volumen de 255.655 ml demasiado bajo para un paciente adulto, sino para pacientes de 3-6 años que se necesite ventilar.
- Se presume que este prototipo logre su funcionamiento ante la escasez de ventiladores en esta pandemia, además de ser de fácil traslado, también se puede llevar a zonas rurales de difícil acceso, lo que se diferencia de los resucitadores automáticos utilizados en el mercado.
- La realización de este proyecto es una parte esencial porque se cambió por completo la tecnología, logrando así uno de los objetivos propuestos, abarcando no solo el primer campo asistencia (RCP), pero también se obtienen equipos que se pueden utilizar como ventiladores en los hospitales por falta de ellos debido a la pandemia.
- Se recomiendan más actualizaciones para la optimización del rendimiento, para las pruebas preclínicas y la validación clínica.

Bibliografía

Ambu ® Resucitadores Silicona Oval. (s.f.). Obtenido de <https://www.ambu.es/emergencias/resucitadores/producto/ambu-oval-silicone>

Biomédica, I. (30 de Marzo de 2020). *Unab.edu.co*. Obtenido de <https://www.unab.edu.co/publicaciones/unab-y-foscal-tienen-listo-prototipo-producir-ventiladores-mec%C3%A1nicos>

Caracol Radio . (5 de Abril de 2020). *Se duplicó el precio de los ventiladores mecánicos para Colombia*. Obtenido de https://caracol.com.co/radio/2020/04/08/salud/1586362769_081380.html

El Mundo. (22 de julio de 2020). *109.005 casos activos de covid-19 ajustó Colombia este 22 de julio*. Obtenido de <https://www.elmundo.com/noticia/109-005-casos-activos-de-covid-19-ajusto-Colombia-este-22-de-julio/380717>

El Pais . (31 de Agosto de 2020). *Colombia llegó a 10.000 camas de UCI, informó Minsalud*. Obtenido de <https://www.elpais.com.co/colombia/colombia-llego-a-10-000-camas-de-uci-informo-minsalud.html>

Flor, O. (2020). DISEÑO DE VENTILADOR MECÁNICO EMERGENTE EN MODO ASISTIDO/CONTROLADO Y ESPONTÁNEO POR PRESIÓN. *ResearchGate*, 1-9.

Gozzer, S. (11 de Abril de 2020). *BBC NEWS*. Obtenido de <https://www.bbc.com/mundo/noticias-america-latina-52233577>

PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Jarvie, J. (5 de Abril de 2020). *Los Angeles Time* . Obtenido de <https://www.latimes.com/espanol/eeuu/articulo/2020-04-05/dilemas-eticos-en-la-era-del-coronavirus-que-vidas-se-deben-salvar>

LTLATERCERA. (19 de Marzo de 2020). *LA TERCERA* . Obtenido de <https://www.latercera.com/que-pasa/noticia/ventiladores-mecanicos-para-los-pacientes-mas-criticos-que-funcion-cumplen-y-cuantos-hay-realmente-en-el-pais/MWBF6X5PJFEEVKQ5Y3XHWSXHAQ/>

Marco, D. J. (2012). *Ventilación en niños, lactantes y neonatos*. Obtenido de https://files.sld.cu/anestesiologia/files/2012/06/ventilacion_en_ninos_lactantes_y_neonatos.pdf

Ministerio de salud y proteccion social. (5 de mayo de 2020). *Colombia adquirió 2.817 respiradores y avanza en el proceso de expansión hospitalaria*. Obtenido de <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Colombia-adquirio-2817-respiradores-y-avanza-en-el-proceso-de-expansion-hospitalaria.aspx>

Omar Flor, J. T. (2020). DISEÑO DE VENTILADOR MECÁNICO EMERGENTE EN MODO ASISTIDO/CONTROLADO Y ESPONTÁNEO POR PRESIÓN. *ResearchGate*, 1-9.

Perez, D. P. (s.f.). *Funacion español del corazon* . Obtenido de <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/tratamientos/ventilacion-mecanica.html>

Reesistencia. (19 de Marzo de 2020). *Economia3.com*. Obtenido de <https://economia3.com/2020/03/19/254952-disenan-respiradores-artificiales-que-pueden-construirse-en-horas-frente-al-coronavirus/>

PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

Sabana, U. d. (3 de Julio de 2020). *Unisabana.edu.co*. Obtenido de <https://www.unisabana.edu.co/unisabanaheronsventilator/>

SAMIUC. (s.f.). *UNITED*. Obtenido de Principios de urgencia, Emergencias y Cuidados Críticos, Capítulo 12. 6. Soporte vital en pediatría: <https://www.uninet.edu/tratado/c120606.html>

Secretaria de salud de boyaca . (8 de Junio de 2020). *Boyaca.gov.co*. Obtenido de <https://www.boyaca.gov.co/secretariasalud/talento-boyacense-diseno-y-construyo-fiba-ventilador-mecanico-para-pacientes-con-covid-19/#:~:text=junio%209th%2C%202020-,Talento%20boyacense%20dise%C3%B1o%20y%20construy%C3%B3%20'FIB A'%20ventilador%20mec%>

Subirana, M. (2000). Modalidades de ventilación mecánica. *Elsevier*, 23-32.

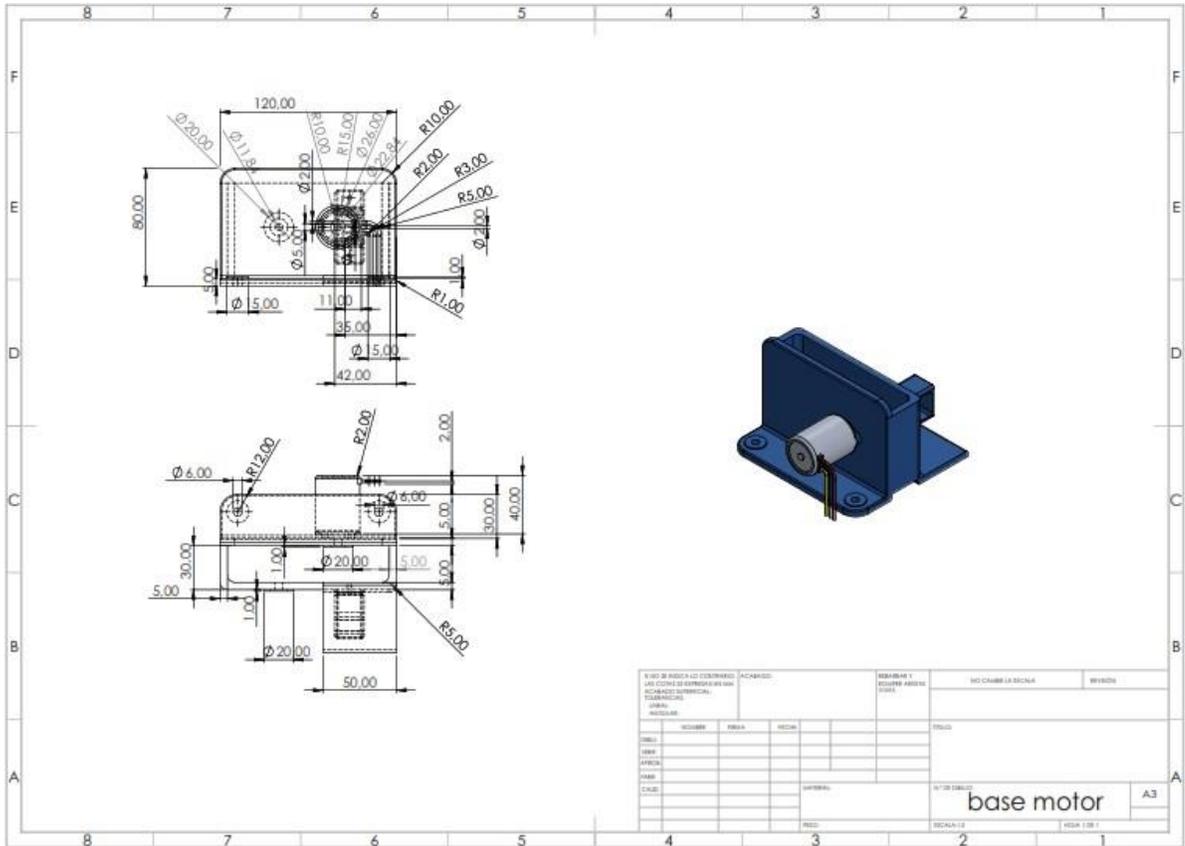
Godoy, A. C. (junio de 2011). *Scielo brasil*. Obtenido de <http://www.scielo.br/j/rba/a/N4G5TP4vybvV3RbrwznQkyc/abstract/?lang=es>

Burstein, F. S.-E. (2009). *Wikipedia*. Obtenido de [https://es.wikipedia.org/wiki/Leva_\(mec%C3%A1nica\)](https://es.wikipedia.org/wiki/Leva_(mec%C3%A1nica))

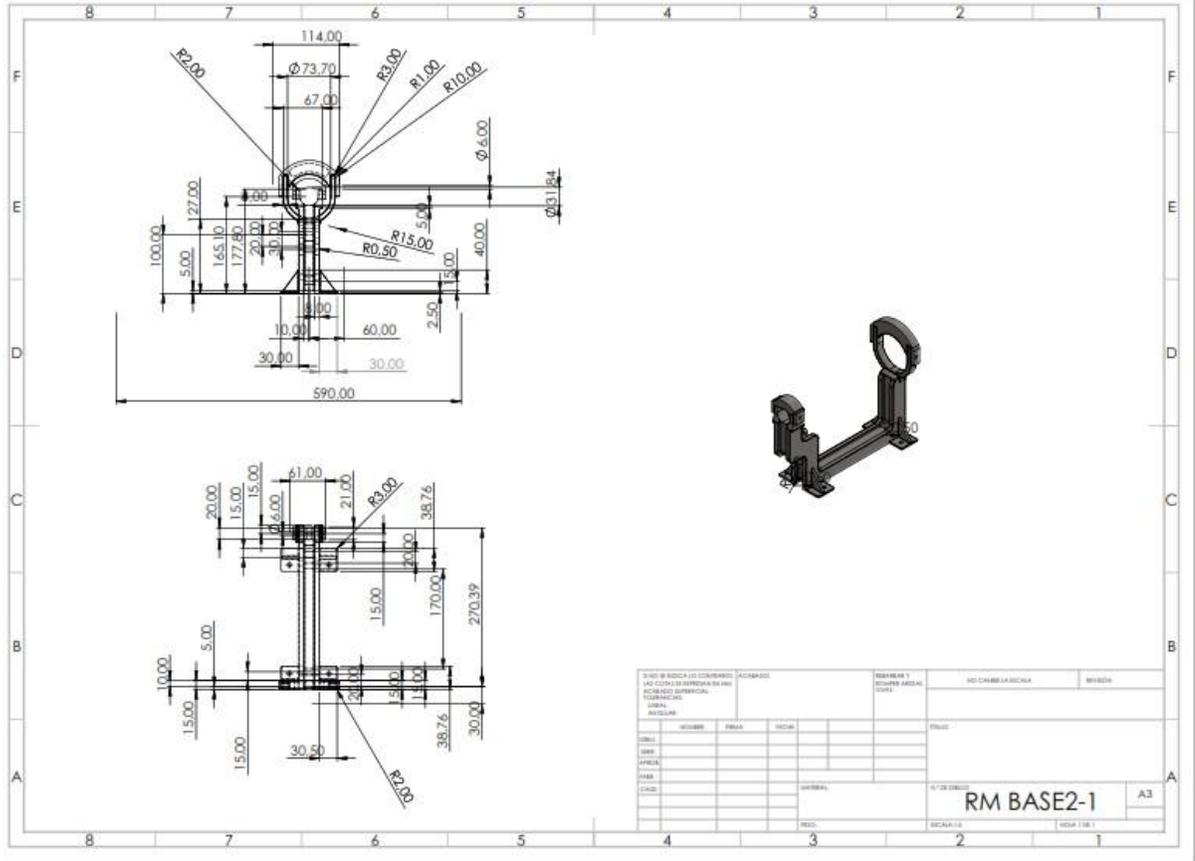
Godoy, A. C. (junio de 2011). *Scielo brasil*. Obtenido de <http://www.scielo.br/j/rba/a/N4G5TP4vybvV3RbrwznQkyc/abstract/?lang=es>

Grewe, K. (11 de Mayo de 2011). *Wikipedia*. Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/Bielamanivela>

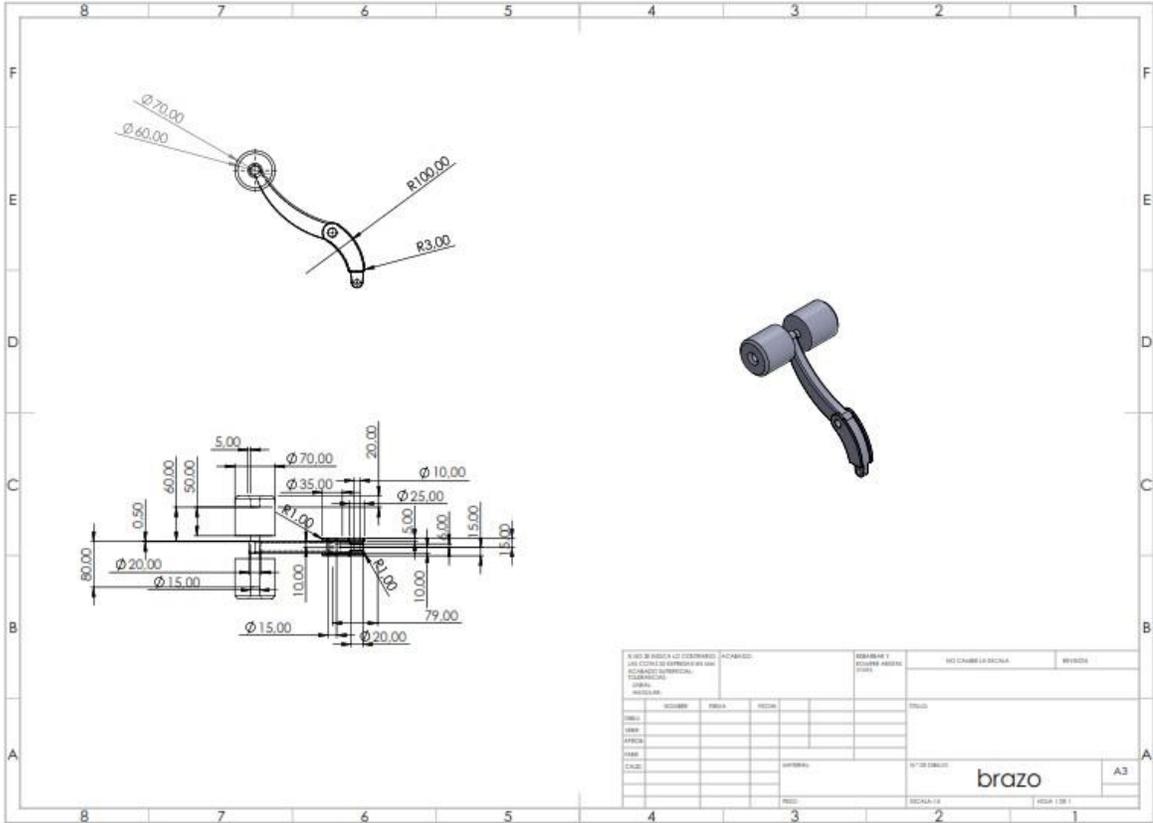
PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO



PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO



PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO



PRESENTACIÓN DE INFORME FINAL TRABAJOS DE GRADO

