



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO

ESCUELA DE POSGRADO

DOCTORADO EN CIENCIA, TECNOLOGÍA Y MEDIO AMBIENTE



TESIS

DISEÑO DE UN RESPIRADOR MECÁNICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO

PRESENTADA POR:

EFRAIN WALTER SEQUEIROS PEREZ

PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE:

DOCTORIS SCIENTIAE EN CIENCIA, TECNOLOGÍA Y MEDIO AMBIENTE

PUNO, PERÚ

2024

Reporte de similitud

NOMBRE DEL TRABAJO

DISEÑO DE UN RESPIRADOR MECÁNICO
AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR
EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES
CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN
EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO

AUTOR

EFRAIN WALTER SEQUEIROS PÉREZ

RECUENTO DE PALABRAS

16993 Words

RECUENTO DE CARACTERES

94861 Characters

RECUENTO DE PÁGINAS

131 Pages

TAMAÑO DEL ARCHIVO

31.5MB

FECHA DE ENTREGA

Oct 16, 2024 9:21 AM GMT-5

FECHA DEL INFORME

Oct 16, 2024 9:24 AM GMT-5

● 14% de similitud general

El total combinado de todas las coincidencias, incluidas las fuentes superpuestas, para cada base de datos.

- 13% Base de datos de Internet
- Base de datos de Crossref
- 6% Base de datos de trabajos entregados
- 5% Base de datos de publicaciones
- Base de datos de contenido publicado de Crossref

● Excluir del Reporte de Similitud

- Material bibliográfico
- Material citado
- Material citado
- Coincidencia baja (menos de 12 palabras)



Dr. Edmundo G. Moreno Terrazas
PROFESOR PRINCIPAL

Resumen



UNIVERSIDAD NACIONAL DEL ALTIPLANO
ESCUELA DE POSGRADO
DOCTORADO EN CIENCIA, TECNOLOGÍA Y MEDIO
AMBIENTE

TESIS

**DISEÑO DE UN RESPIRADOR MECÁNICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA
APOYAR EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA
RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO**



PRESENTADA POR:

EFRAIN WALTER SEQUEIROS PEREZ

PARA OPTAR EL GRADO ACADEMICO DE:

DOCTORIS SCIENTIAE EN CIENCIA, TECNOLOGÍA Y MEDIO AMBIENTE

APROBADA POR EL JURADO SIGUIENTE:

PRESIDENTE

.....
Dr. GILMAR GAMALIEL GOZQUETA CAMACHO

PRIMER MIEMBRO

.....
Dr. LEONARDO PAVE COLQUEHUANCA

SEGUNDO MIEMBRO

.....
Dra. ERIKA BEATRIZ GARCÍA CASTRO

ASESOR DE TESIS

.....
Dr. EDMUNDO GERARDO MORENO TERRAZAS

Puno, 14 de mayo de 2024.

ÁREA: Ciencias de la ingeniería.

TEMA: Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco.

LÍNEA: Mecánica – Eléctrica.



DEDICATORIA

A Dios.

A mi linda familia, mi esposa e hijos.

A mis queridos padres Moisés y Josefina.

A mis hermanos que siempre me apoyan moralmente con la superación constante en nuestra carrera.

Efraín Walter Sequeiros Pérez



AGRADECIMIENTO

A Dios,

A la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco por permitirme desarrollar como profesional, a la Universidad del Altiplano con su Escuela de Posgrado Programa de Doctorado, en donde pude superarme con una formación científica y tecnológica.

A los docentes de la Escuela de Posgrado que supieron compartir sus conocimientos con mucha sabiduría y experiencia académica.

A los miembros del jurado por todo su apoyo, orientación y consejos durante este proceso de elaboración del informe final de la tesis de investigación.

A mi asesor de Tesis Dr. Edmundo Gerardo Moreno Terrazas por su colaboración, consejo y valioso apoyo en la revisión y redacción de la tesis Doctoral

A mi grupo de investigación GENERA, en especial a mi colega Mgt. Jesús Eusebio Chancatuma Huamán que en paz descansa por su eterna colaboración.

Efraín Walter Sequeiros Pérez



ÍNDICE GENERAL

	Pág.
DEDICATORIA	i
AGRADECIMIENTO	ii
ÍNDICE GENERAL	iii
ÍNDICE DE TABLAS	v
ÍNDICE DE FIGURAS	vi
ÍNDICE DE ANEXOS	ix
ACRONIMOS	x
RESUMEN	1
ABSTRACT	2
INTRODUCCIÓN	3
CAPÍTULO I	
REVISIÓN DE LITERATURA	
1.1 Marco teórico	4
1.1.1 Diseño y costo de un ventilador	4
1.1.2 Respirador de emergencia	4
1.2 Antecedentes	17
1.2.1 Internacionales	17
CAPÍTULO II	
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	
2.1 Identificación del problema	32
2.2 Enunciados del problema	33
2.3 Justificación	33
2.3.1 Técnica	34
2.3.2 Social	34
2.3.3 Económica	34
2.3.4 Ambiental	35
2.3.5 Teórica	35
2.4 Objetivos	35
2.4.1 Objetivo general	35
2.4.2 Objetivos específicos	35
2.5 Hipótesis	36
2.5.1 Hipótesis general	36
	iii



2.5.2	Hipótesis específicas	36
CAPÍTULO III		
MATERIALES Y MÉTODOS		
3.1	Lugar de estudios	37
3.2	Población	38
3.3	Muestra	38
3.4	Método de investigación	40
3.5	Descripción detallada de métodos por objetivos específicos	40
3.5.1	Ventiladores mecánicos	49
3.5.2	Parámetros de respiración en ventiladores mecánicos	50
3.5.3	Cálculo de fuerza de aplicación de potencia mecánica	52
3.5.4	Optimización topológica del brazo	56
CAPÍTULO IV		
RESULTADOS Y DISCUSIÓN		
4.1	Resultados	78
4.1.1	Determinar los elementos de un respirador mecánico artificial no invasivo	78
4.1.2	Simulación de los mecanismos	78
4.1.3	Parametrización del sistema entorno al sistema respiratorio	81
4.1.4	Validación de los datos por el método experimental estadístico anova	84
4.2	Discusión	87
	CONCLUSIONES	89
	RECOMENDACIONES	91
	BIBLIOGRAFÍA	92
	ANEXOS	97



ÍNDICE DE TABLAS

	Pág.
1. Causas de IRA tipo I	11
2. Distribución de participantes	19
3. Población	38
4. Consideraciones y requerimientos	42
5. Matriz morfológica	43
6. Diseño mecánico - Evaluación de proyectos valor técnico (Xi)	45
7. Diseño mecánico - Evaluación de proyectos valor económico (Yi)	46
8. Valores estandarizados de ventiladores manuales	52
9. Coeficiente de elasticidad equivalente del respirador de silicona	53
10. Cálculo de la rueda	55
11. Cálculo de tornillo sin-fin	56
12. Funciones Arduino integradas	64
13. Datos memoria de cálculo del volumen	74
14. Volumen de aire desplazado	74
15. Presión manométrica (cm-H ₂ O) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU	76
16. Datos con AMBU	81
17. Analizar el flujo BPM y el consumo eléctrico mA	84
18. Valores críticos de Fisher	85

ÍNDICE DE FIGURAS

	Pág.
1. Procedimiento de construcción del prototipo	3
2. Mecanismo de accionamiento	4
3. Ventilador AMBU con cabezal de presión negativa vinculado a un sistema de presión negativa	5
4. Diseño de exploración espacial para ventiladores de emergencia	6
5. Modelado del VMI	8
6. Proceso lógico VMI	9
7. Componentes relacionados con la respiración	10
8. Sistema de prototipado rápido modelado por deposición fundida	14
9. Grado de satisfacción del grado de ventilación mecánica	15
10. Estructura del desarrollo mecánico de AR_CODEX	17
11. Diseño de respiración mecánica con software	18
12. Equipo de ventilación mecánica	22
13. Ciclo respiratorio	22
14. Ventilador mecánico Luca con primer plano de la interfaz de usuario	24
15. Valores de presión y volumen de tres ventiladores-1	25
16. Valores de presión y volumen de tres ventiladores-2	25
17. Prototipo respirador Oxyvita	26
18. Bolsa estándar de respiración manual auxiliar (AMBU) y accesorios	27
19. Interfaz tipo casco para ventilación no invasiva	27
20. Diseño de sistema individualizado para proporcionar ventilación simultánea al paciente de forma más segura, sistema individualizado desplegable para aumentar la capacidad del ventilador	30
21. Colas de atención en los hospitales de la ciudad del Cusco-1	32
22. Colas de atención en los hospitales de la ciudad del Cusco-2	33
23. Ubicación del laboratorio UNSAAC	37
24. Ubicación con coordenadas del laboratorio UNSAAC	38
25. Sala situacional COVID-19 región Cusco	39
26. Sala situacional COVID-19 región Cusco datos	39
27. Video sobre manual de AMBU	40
28. Esquema desarrollo del prototipo	41



29.	Diseño del sistema de transmisión	46
30.	Modelos de respiradores mecánicos	50
31.	Volumen Tidal	50
32.	Volumen de aire atrapado	51
33.	Método de accionamiento de ventiladores manuales	53
34.	Ensamblaje del modelo base (prototipo 1).	57
35.	Modelo optimizado topológicamente	58
36.	Comparación de los brazos, (izq.) modelo base, (der.) modelo optimizado topológicamente	58
37.	Despiece del nuevo brazo de accionamiento	59
38.	FIG. Ensamble del mecanismo con el motor (fuente propia)	59
39.	Diagrama de bloques del sistema	60
40.	Circuito del prototipo	61
41.	Foto del circuito del prototipo	61
42.	Corriente consumida en el punto crítico, por el motor en funcionamiento sin AMBU	64
43.	Corriente consumida en el punto crítico, por el motor en funcionamiento con AMBU	65
44.	Bpm sin AMBU	65
45.	Bpm con AMBU	66
46.	Corriente consumida en el punto crítico por el motor en funcionamiento	66
47.	Foto del Arduino	67
48.	Diagrama de sistema de control	68
49.	Corriente del motor en funcionamiento con AMBU	68
50.	Corriente del motor en funcionamiento sin AMBU	69
51.	Gráfico de puntos máximos y mínimos del brazo en rotación	70
52.	El ángulo de trabajo del brazo representado por (θ_3)	70
53.	Variación del ángulo de trabajo del brazo vs ángulo de giro de la manivela	72
54.	Cálculo del ángulo	73
55.	Memoria de cálculo del volumen	73
56.	Volumen de aire desplazado (ml) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU	75
57.	Volumen de aire desplazado (ml) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU	75



58.	Presión manométrica (cm-H ₂ O) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU	76
59.	Presión manométrica (cm-H ₂ O) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU	77
60.	Elementos del respirador mecánico	78
61.	Cargas y restricciones del modelo base.	78
62.	Deformación del modelo base.	79
63.	Tensión de VON MISES del modelo base.	79
64.	Factor de seguridad estática del esfuerzo máximo	79
65.	Cargas y restricciones del modelo optimizado	80
66.	Deformación estática	80
67.	Tensión de VON MISES del modelo optimizado	80
68.	Factor de seguridad estática del esfuerzo máximo del modelo optimizado	81
69.	Datos normalizados del AMBU	82
70.	Gráfico con datos en el laboratorio	82
71.	Simulación de fin de la carrera (máximo flujo)	83
72.	Inicio de la carrera (no hay flujo)	83
73.	Carrera intermedia (flujo intermedio)	83
74.	Análisis de BPM	85
75.	Distribución F 2,27	86
76.	Análisis de anova del consumo energético con el AMBU	86
77.	Valores de FISHER para aceptación o rechazo de la hipótesis	87

ÍNDICE DE ANEXOS

	Pág.
1. Matriz de consistencia	97
2. Información técnica de resucitadores	98
3. Selección de AMBU	99
4. Torno	100
5. Cepilladora	100
6. Ambu	100
7. Fresadora vertical	101
8. Fresadora universal	101
9. Taladro vertical	102
10. Impresora 3D Creality	102
11. Lámina 1 - Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco	103
12. Lámina 2 - Lista de partes de respirador mecánico auxiliar	104
13. Lámina 3 - Vista de perfil de respirador mecánico auxiliar	105
14. Lámina 4 - Acople mazo y brazo de respirador mecánico auxiliar	106
15. Lámina 5 - Anillo de sujeción de respirador mecánico auxiliar	107
16. Lámina 6 - Base de estructura de respirador mecánico auxiliar	108
17. Lámina 7 - Base del motor de respirador mecánico auxiliar	109
18. Lámina 8 - Brazo de mecanismo de respirador mecánico auxiliar	110
19. Lámina 9 - Disco de ajuste de respirador mecánico auxiliar	111
20. Lámina 10 - Rueda dentada de respirador mecánico auxiliar	112
21. Lámina 11 - Soporte de eje de rueda mayor de respirador mecánico auxiliar	113
22. Lámina 12 - Mazo 2 de respirador mecánico auxiliar	114
23. Lámina 13 - Placa base móvil de respirador mecánico auxiliar	115
24. Lámina 14 - Regulador de volumen de respirador mecánico auxiliar	116
25. Lámina 15 - Soporte rectangular de respirador mecánico auxiliar	117
26. Lámina 16 - Soporte del brazo de respirador mecánico auxiliar	118



ACRONIMOS

AMBUR	: Resucitador Manual de Silicona
ANMAT	: Administración Nacional de Medicamentos, Alimentos y Tecnología médica
ANOVA	: Análisis de la Varianza (Técnica Estadística de probabilidad)
BPM	: Frecuencia Cardíaca normal, Pulsaciones de Ciclos de Inspiración y Expiración
CAD	: Diseño Asistido por Computadora
CAE	: Ingeniería Asistido por Computador
EPOC	: Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica
FIO ₂	: Disminución de la Fracción Inspiratoria de Oxígeno
ICTV	: Comité Internacional de Taxonomía de Virus
INEI	: Instituto Nacional de Estadística e Informática
OMS	: Organización Mundial de la Salud
PEEP	: Presión Positiva al Final de la Expiración
PWM	: Modulación por Ancho de Pulso
SMI	: Servicio de Medicina Intensiva
UCI	: Unidad de Cuidados Intensivos
VDI	: (Verein Deutscher Ingenieure) Asociación de Ingenieros Alemanes



RESUMEN

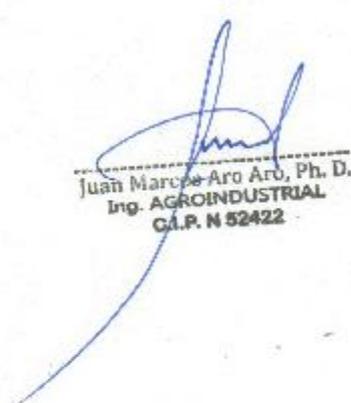
Durante los últimos años la emergencia mundial, nacional y local generada por el COVID-19 (SARS-CoV-2) asociadas a otras enfermedades broncopulmonares en el departamento del Cusco trajeron problemas en la atención médica por insuficiencia respiratoria. El objetivo de diseñar según el VDI un respirador mecánico auxiliar no invasivo, selección de un pulmón artificial según la OMS. Se utilizó la metodología del prototipado tridimensional con polímeros, se diseñó los planos en CAD y los elementos mecánicos confeccionadas con máquinas herramientas, la validación por el método experimental ANOVA con simulación CAD-CAE, luego se procedió al ensamblaje y verificación del funcionamiento del prototipo, con videos en funcionamiento del prototipo. El muestreo estadístico se tomó del ministerio de salud los casos COVID-19 que tenía una alta tasa de mortalidad y muy pocas máquinas de auxilio respiratorio, esto aconteció durante la época de pandemia en la ciudad del Cusco con una población de 1,345,801 según INEI 2019 y lectura después de la pandemia, población de 1,316,729 habitantes 2024. Llegando a concluir satisfactoriamente lo planteado según el objetivo del diseño VDI, utilización de normas, selección de elementos, con fabricación y ensamblaje de elementos que intervienen en el prototipo, validación por CAD-CAE (ANSIS INVENTOR Y SOLID WORK), como el desplazamiento zapata-ambu validado por el método experimental ANOVA.

Palabras clave: Auxilio médico, insuficiencia respiratoria, no invasiva, prototipo, respirador de transición, ventilador mecánico.

ABSTRACT

During recent years, the global, national and local emergency due to COVID-19 (SARS-CoV-2) Associated with other bronchopulmonary diseases in the city of Cusco new forms of care due to respiratory failure. With the aim of designing a non-invasive auxiliary mechanical respirator according to the VDI, selection of an artificial lung according to the WHO. The methodology of three-dimensional prototyping with polymers was used, the drawing plans were designed in CAD and the mechanical elements made with machine tools, validation by ANOVA experimental method with CAD-CAE Simulation, Afterwards, the assembly and verification of the operation of the prototype was carried out with videos in operation of the prototype. Statistical sampling was taken from COVID-19 cases that had a high mortality rate and very few respiratory aid machines, this happened during the pandemic time in the city of Cusco with a population of 1,345,801 according to INEI 2019 and reading after the pandemic population of 1,316,729 inhabitants 2024. Getting to satisfactorily conclude what was proposed according to the objective of the VDI design, the use of standards, selection of elements, with the manufacturing and assembly involved in the prototype, validation through CAD-CAE (ANSIS INVENTOR AND SOLID WORK), such as the footing-ambu displacement validated by ANOVA experimental method.

Keywords: Mechanical ventilator, medical aid, non-invasive, prototype, respiratory failure, transitional respirator.



Juan Marco Aro Aro, Ph. D.
Ing. AGROINDUSTRIAL
C.I.P. N 52422

INTRODUCCIÓN

El gran problema de los hospitales es la insuficiente cantidad de médicos y equipos de respiración artificial para poder salvar vidas humanas, que por tener problemas de insuficiencia respiratoria provocadas por enfermedades broncopulmonares se vean agravados su estado de salud y en algunos casos dejen de existir, esta área de la medicina es muy susceptible a la falta de equipos de respaldo médico por ende será de vital importancia.

En este proyecto se aplica la línea de ciencia y tecnología, cuidando la salud y el medio ambiente para mejorar la calidad de vida de los ciudadanos que requieran la atención de los médicos utilizando máquinas que le permitan ayudar con el tiempo y celeridad que se necesita.

Este proyecto se propone investigar y realizar una máquina que ayude con la ventilación artificial, a pacientes que tiene la insuficiencia respiratoria por diversas enfermedades, ayudando al médico que verá aumentado su rendimiento en atención cuando se requiera como en el caso de pandemia donde el tiempo de atención es necesario y no haya colas de pacientes para su atención, ya que por falta de un respirador fallezcan los pacientes.

La estructura que proponemos es vertical, con el diseño de la máquina que se requiere para este fin.

Figura 1

Procedimiento de construcción del prototipo



CAPÍTULO I

REVISIÓN DE LITERATURA

1.1 Marco teórico

1.1.1 Diseño y costo de un ventilador

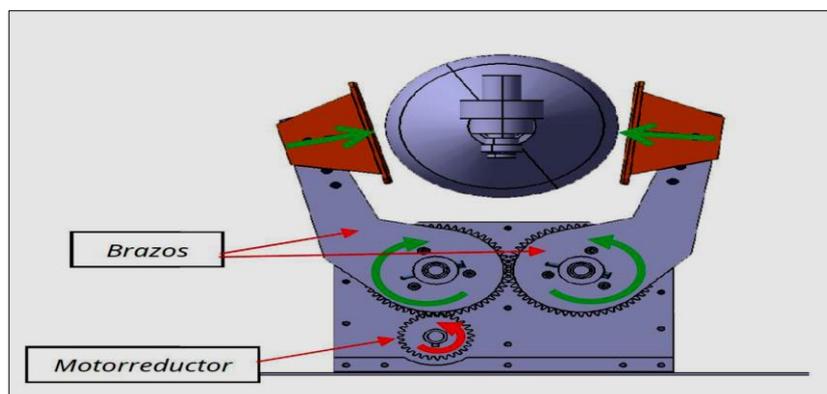
Heredia et al. (2021) implementó una forma de diseño de un ventilador con un costo de \$2500.00 que tiene ventilación mandataria continua, control por volumen y presión este equipo fue diseñado con un cilindro en la cual desplaza un embolo que es accionado por un motor de paso que está unido a un sistema tuerca tornillo para su desplazamiento milimétrico, los parámetros comprobados fueron con un error de menos el 3% de los parámetros de funcionamiento.

1.1.2 Respirador de emergencia

Pasquevich et al. (2020) la escasez de ventiladores en los hospitales y la necesidad de construirlos para los pacientes COVID-19, DANDO OXIGENACION POSITIVA AL PULMON, mientras lo estabilizan al enfermo en una etapa de emergencia para una mejor atención en camas uci, con este modelo quieren diseñar un respirador mecánico de presión regulable y con volumen controlado por una bolsa auto inflable (AMBU), que tiene certificación aprobada por el ministerio de salud. Certificado. (ANMAT).

Figura 2

Mecanismo de accionamiento

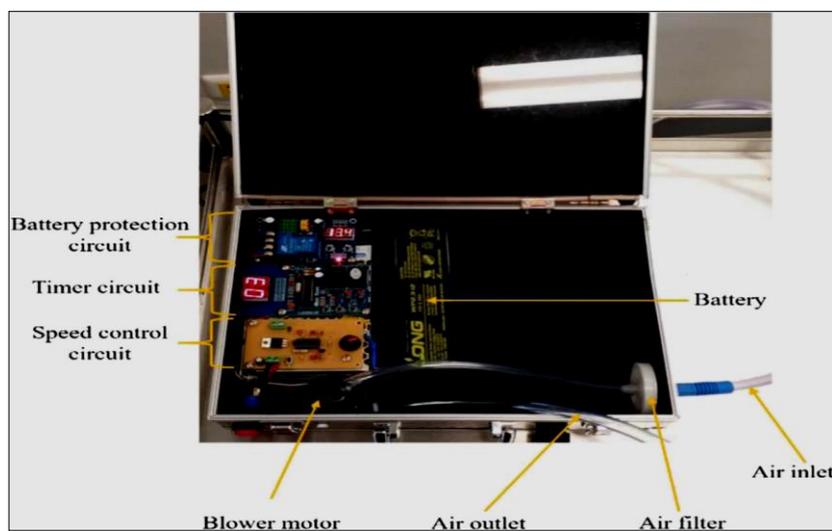


Nota. Ingeniería – UNLP; 2 facundo.pasquevich@ing.unlp.edu.ar

Jumlongku (2021) el diseño y construcción de un ventilador de presión negativa para el auxilio de pacientes con insuficiencia respiratoria con el apoyo de un resucitador manual (AMBU) con cabezal de presión negativa realizada en un centro de educación superior. REF. School of Medicine, Mae Fah Luang University, Chiang Rai, Thailand, los resultados mostraron que este diseño puede trabajar las 24 horas, y es transportable.

Figura 3

Ventilador AMBU con cabezal de presión negativa vinculado a un sistema de presión negativa

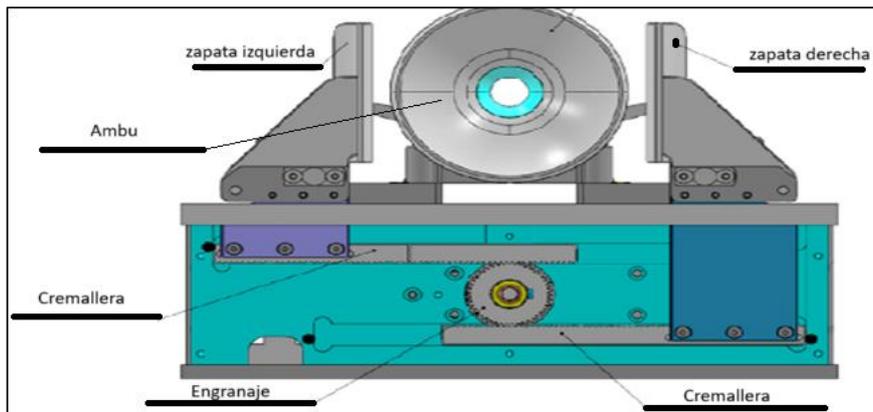


Nota. (Jumlongkul, 2021)

Fiorineschi et al. (2020) realizaron el diseño de exploración espacial para ventiladores de emergencia del cual detalla como el COVID se expandió y aumento los casos pulmonares y cómo fue que a nivel mundial se vio la necesidad de los ventiladores dando soluciones con diseños propios de cada región para la ayuda de sus médicos con el Ambu.

Figura 4

Diseño de exploración espacial para ventiladores de emergencia



Nota. (Fiorineschi, Saverio, et al.. 2020).

La propuesta de esta metodología se basa en la selección de los componentes más habituales que existe en el mercado para solucionar el diseño de ventiladores.

Alonso et al. (2022) este modelo es validado con un análisis de preclínica donde se fabricó un respirador accionado por una mini turbina para la ventilación invasiva: el cual insufla un volumen de oxígeno a una determinada presión que satisface los parámetros necesarios para la supervivencia, el modelo es ACUTE-19.

La validación consistió en:

- Evaluación de la administración de un volumen corriente en 11 modelos pulmonares simulados, con diversas resistencias y complacías;
- Comparación con un ventilador comercial (VIVO-50) adaptando las recomendaciones de la Agencia Reguladora de Medicamentos y Productos Sanitarios del Reino Unido para ventiladores de fabricación rápida.
- Realización de pruebas *in vivo* en una oveja antes y después de inducir el síndrome de distrés respiratorio agudo mediante lavado salino. ref. revista española de Anestología y reanimación.

Esta comparación con otros ventiladores da bases para el desarrollo de otros tipos y modelos de ventiladores.

Aguilar et al. (2020) diseñaron un ventilador mecánico para cuidados intensivos y su aplicación es para fines generales durante la pandemia.

Según la OMS, el nombre de Covid-19, se toma de las palabras "corona", "virus" y dice. (enfermedad en inglés), mientras que 19 representa el año en que surgió (el brote se informó a la OMS el 31 de diciembre de 2019). El descubrimiento del Coronavirus, llamado así por las extensiones que lleva encima de su núcleo que se asemejan a la corona solar, fue revelado en la revista *Nature* en 1968. Recientemente, el Comité Internacional de Taxonomía de Virus (ICTV, por sus siglas en inglés) llamó a la enfermedad causada por este organismo SARS-CoV-2. El SARS-CoV-2 apareció en China en diciembre de 2020, se extendió por el mundo y fue declarada pandemia el 11 de marzo del mismo año por la Organización Mundial de la Salud, se transmite a través de las partículas que expulsa un enfermo al toser y estornudar, al tocar o estrechar la mano de una persona enferma y un objeto o superficie contaminada con el virus y luego llevarse las manos sucias a boca, nariz u ojos.

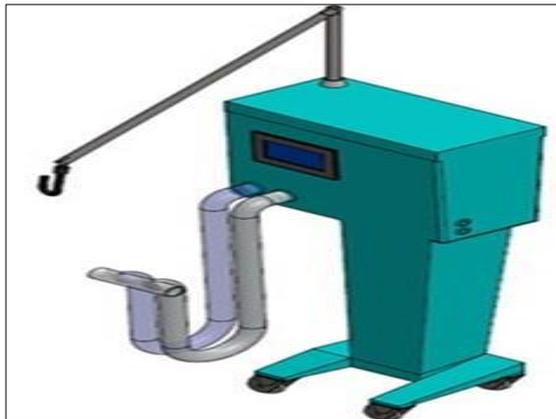
Al día de hoy, los casos positivos en México superan las 505,751 personas, de los cuales el 47,14 % son mujeres y el 52,86 % son propios del género masculino; de estos, el 26,39 % son hospitalizados y el 73,61 % son ambulantes, hasta la fecha se tiene una cifra de mortalidad de 55,293 personas. Aproximadamente el 10 % de la población afectada además de requerir hospitalización, necesita ventilación mecánica invasiva. México, siendo un país en vías de desarrollo, enfrenta la emergencia sanitaria por COVID-19 con alrededor de 60,600 camas y 5,523 respiradores mecánicos que serán proporcionados por IMSS, ISSSTE, Salud, Pemex, Sedena y Semar. Teniendo en consideración que México tiene una población que se aproxima a los 126,6 millones de habitantes, se evidencia la gran necesidad que tiene el desarrollo de este ventilador.

Concluye que es urgente dotar a las unidades de salud pública del estado mexicano de equipo médico, en este caso, nos referimos al ventilador mecánico invasivo para fines generales, pues la pandemia que se está viviendo, demostró la insuficiencia, pero más delicado, la dependencia tecnológica de nuestro país de equipo médico de otros países, además de que su importación sugiere altos precios

de adquisición, mismos que ante la necesidad, obliga al gobierno a su compra, pues la contingencia así lo exige. Queda demostrado entonces, no sólo con el caso de los ventiladores mecánicos que han escaseado, sino en otros muchos equipamientos tecnológicos de otros sectores que, no hemos podido superar la dependencia de otras naciones, ya que poco se visualiza el impulso de la investigación y desarrollo tecnológico por el estado, algo que debería, como se aprecia en la insipiencia que hay hasta el momento, cambiar y apoyar con recursos a instituciones, grupos de trabajo, particulares, entre otros con de ser independientes y además generar exportaciones de las mismas, un camino que se aprecia largo, pero no imposible.

Figura 5

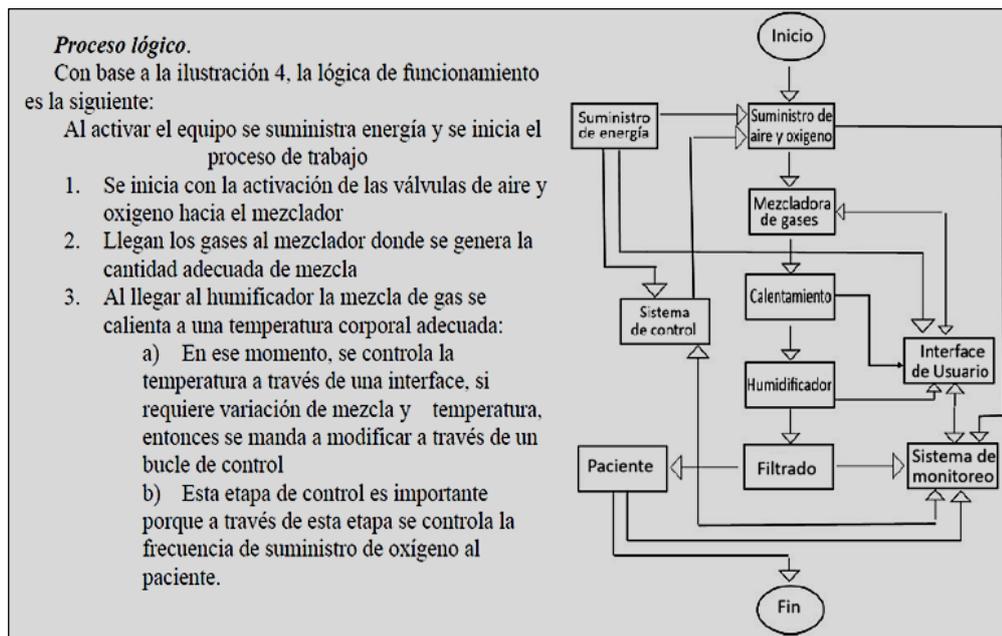
Modelado del VMI



Nota. Académica Journals hidalgo (2020. cómo se citó en Aguilar et al., 2020).

Figura 6

Proceso lógico VMI



Nota. Académica Journals hidalgo (2020. cómo se citó en Aguilar et al., 2020).

Esquias et al. (2015) trabajaron en la Ventilación mecánica no invasiva en pre e intraoperatorio y vía aérea difícil con el diseño de un ventilador mecánico no invasiva realiza la ventilación alveolar adicional para no entubarlos de forma endotraqueal mejorando la supervivencia del intervenido. La revisión de esta forma de ventilación fue realizada sistemáticamente con el aporte de experiencias clínicas en el uso de ventilación mecánica no invasiva en pre e intraoperatorio. Este procedimiento también aplicado en profiláctica de preoperatorio de cirugías en la cual disminuyó la incidencia de complicaciones respiratorias posoperatorias. El empleo del ventilador permite la profundidad de anestesia con una buena oxigenación sin realizar una intubación endotraqueal, con esta ventilación el beneficio es mejorar la insuficiencia respiratoria aguda. En pacientes que son intervenidos quirúrgicamente sufren cambios en la fisiología pulmonar que dejan secuelas psicológicas durante los periodos intra y posoperatorios, por esta razón se recomienda el uso de ventilación mecánica no invasiva con el objetivo de disminuir las incidencias de este proceso.

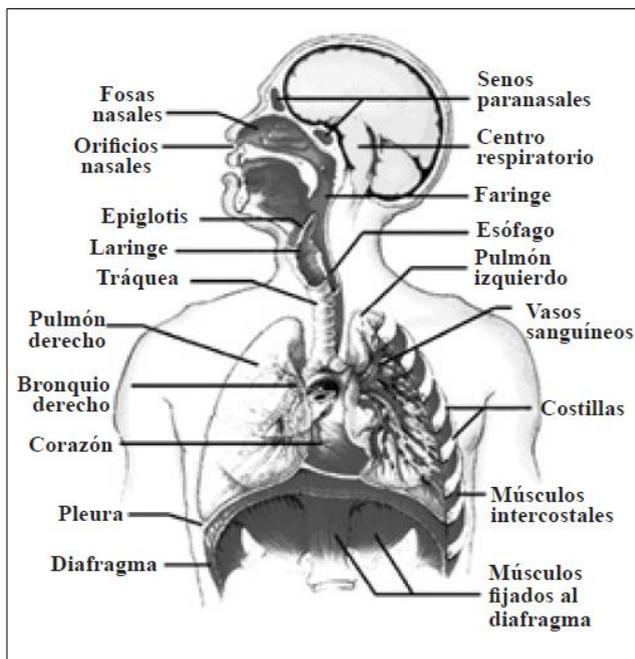
Gutiérrez (2010) trabajó en la Insuficiencia respiratoria aguda. Donde se ve la función del sistema respiratorio es el intercambio y dosificación de oxígeno y el dióxido de carbono y la presión con el cual ingresa a los pulmones para una

correcta respiración y si no cumple esta función empieza la insuficiencia respiratoria aguda.

Presenta las partes que componen la respiración y la clasificación de los tipos de insuficiencia respiratoria algunos de los cuales podemos ayudar con la ventilación mecánica no invasiva.

Figura 7

Componentes relacionados con la respiración



Nota. Gutiérrez (2010).

Clasificación de insuficiencias respiratorias:

A. Según el criterio clínico evolutivo

- Insuficiencia respiratoria aguda.
- Insuficiencia respiratoria crónica.
- Insuficiencia respiratoria crónica reagudizada.

B. Según el mecanismo fisiopatológico subyacente

- Disminución de la fracción inspiratoria de oxígeno (FIO₂).
- Hipoventilación alveolar.
- Alteración de la difusión.
- Alteración de la relación ventilación perfusión.

- Efecto del shunt derecho izquierdo.

C. Según las características gasométricas

- Insuficiencia respiratoria TIPO I: Hipoxémica
- Insuficiencia respiratoria TIPO II: Hipercarbia
- Insuficiencia respiratoria TIPO III: Perioperatoria
- Insuficiencia respiratoria TIPO IV: Shock o hipoperfusión

Tabla 1

Causas de IRA tipo I

Causa de IRA Tipo I	
<ul style="list-style-type: none"> • Cortocircuito • IAN 	<ul style="list-style-type: none"> • Desequilibrio V/Q • enfermedades que se asocian a obstrucción de flujo aéreo (EPOC {enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica}, Asma)
<ul style="list-style-type: none"> • Insuficiencia ventricular izquierda • Insuficiencia mitral • Estenosis mitral • Difusión diastólica • sepsis 	<ul style="list-style-type: none"> • Inflamación intestinal (Neumonía, Sarcoidosis) • Obstrucciones vasculares (Embolismos pulmonares) • Disminución de la fracción O₂ del aire inspirado
<ul style="list-style-type: none"> • Aspiración • Traumatismo múltiple • Pancreatitis • Reacción a medicamentos (ASA, opioides, Interleucina 2) • Ahogamiento • Lesión por reperfusión • Lesión por inhalación • Exposición a grandes altitudes • Reexpansión pulmonar 	<ul style="list-style-type: none"> • Grandes altitudes • Inhalación de gases tóxicos • Disminución de O₂ de la sangre venenosa mixta • Anemia • Hipoxemia

Nota. Gutiérrez (2010).

Artículo titulado. “Gradiente alveolo-arterial de oxígeno en los enfermos con EPOC” (Herrero, 2001). Hay tres factores que permiten el intercambio gaseoso del aparato respiratorio.

- El factor pulmonar, es la movilidad respiratoria que permite la ventilación pulmonar de esta manera la captación del oxígeno del

medio externo como la expulsión del carbónico. También valorar la perfusión pulmonar con una especial referencia en la zona alveolo-capilar allí se desarrolla la transferencia gaseosa.

- La circulación sanguínea impulsada por una bomba cardiaca que irriga los capilares pulmonares para llevar a cabo la hematosis.
- Los hematíes, que tienen hemoglobina, es el principal transporte del oxígeno. Un error en cualquiera de los tres sistemas conduce a un trastorno mayor o menor del equilibrio, para un buen funcionamiento de los intercambios de gases que debe existir para el normal movimiento de los gases. Si se tiene las condiciones adecuadas es necesario también una buena ventilación pulmonar.

Artículo de nombre “Paciente con botriomicosis pulmonar primaria con actinomicosis: una mortal e infrecuente enfermedad infecciosa” (Nakandakari et al., 2018). Esta enfermedad pulmonar de infección por una bacteria es mortal con patología de tos, temperatura, inapetencia y por ende falta de peso del paciente, si se diagnostica a tiempo y con una adecuada ventilación pulmonar el paciente puede vivir más tiempo. Y la ayuda al médico es inminente.

Carrillo et al. (2022) trabajaron en la infección por virus SARS CoV-2 en paciente con tuberculosis multisistémica donde se ve la propagación del virus COVID-19, influenciaron en la propagación de la tuberculosis por vía linfohematogénico por una Micobacteria, con esto demostramos que la gran importancia de contar con sistemas que puedan ayudar a los médicos en la atención primaria y no diseminar la tuberculosis que en este estudio dio positivo en la propagación de la Micobacterium.

Cordova (2021) trabajó en su tesis de pregrado Sistemas CAD-CAM. El desarrollo de este trabajo consiste en aplicar tecnologías de diseño asistido por computadora de mecanismos que interactúen eficientemente y volcar toda esta información en la construcción de estos mecanismos en máquinas automatizadas que permitan elevar su capacidad de planificación y montaje.

También implica la capacitación del personal en el uso de estas tecnologías donde intervienen programas, software, sistemas electrónicos, sistemas eléctricos, sistemas mecánicos.

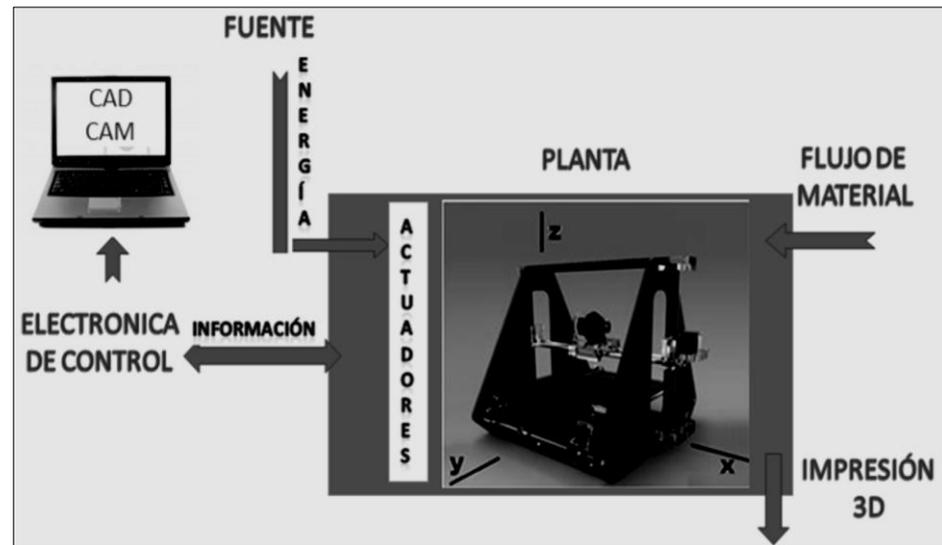
Cheng y Lourdes Rojas (2019) trabajaron con el diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de rehabilitación para miembro superior, en este diseño muestra un esqueleto funcional que fue diseñado y construido para dar funcionalidad al brazo y antebrazo, con movimientos de flexo extensión desde el codo con el mecanismo de biela manivela, utilizando un servo motor que genera la cinemática del mecanismo, este prototipo es validado por un análisis CAE por esfuerzos los cuales fueron impresos en una impresora 3D, estos elementos impresos permiten un ensamblado rápido, económico con la integración de sistemas electrónicos que simulan el funcionamiento del exoesqueleto en una terapia de una persona mutilada de este miembro.

El material que seleccionar es un polímero acorde al diseño y las especificaciones de la impresora.

León et al. (2022) en su trabajo dio a conocer el sistema de posicionamiento aplicado a la técnica de impresión 3D modelada por deposición fundida. En este artículo muestra un sistema mecánico de posicionamiento que integra la electrónica, mecánica e informática de control, la máquina que reproduce el diseño del CAD es una impresora 3D, controlado por una persona que a su vez realiza el prototipado rápido, a través del posicionamiento con la máquina de extrusión que trabaja con polímeros los cuales funden el polvo y los adiciona e desarrolla en tres dimensiones, estos tienen un buen acabado superficial de bajos costos por que asume tiempos cortos de fabricación, menos paradas de emergencia, bajo peso con otras mejores prestaciones.

Figura 8

Sistema de prototipado rápido modelado por deposición fundida



Nota. León et al. (2022).

Paricaza (2019) estudió la influencia del uso de laboratorio con realidad aumentada en la satisfacción académica de los estudiantes del módulo de investigación tecnológica en electrónica industrial. En este proyecto se ve la carencia de tecnologías en laboratorios y como la educación permite desarrollar talentos integrados a nuevas tecnologías, donde el investigador recurre a su conocimiento utilizando plataforma Arduino realizar un sistema de control tipo PLC en su laboratorio automatizado de realidad virtual para incrementar el conocimiento de sus estudiantes.

Lugo et al. (2014) realizó el estudio de Co-simulación del diseño biomecánico para un exoesqueleto robótico del miembro inferior en el que se desarrolló este trabajo, muestra como las simulaciones permiten optimizar el diseño y la dinámica del funcionamiento del sistema musculo esqueleto donde el diseño asistido por computador y la utilización de programas de análisis rápido como el Matlab, resuelve el control del exoesqueleto, con este resultado se consigue prótesis personalizadas llevando un progreso con el estudio del ritmo de caminar en diferentes regímenes y mejorando las posturas e integrando el modelo con las personas que están discapacitadas del miembro inferior, ahorrando tiempo, espacio y dinero en las pruebas, esto nos lleva a reflexionar que en los

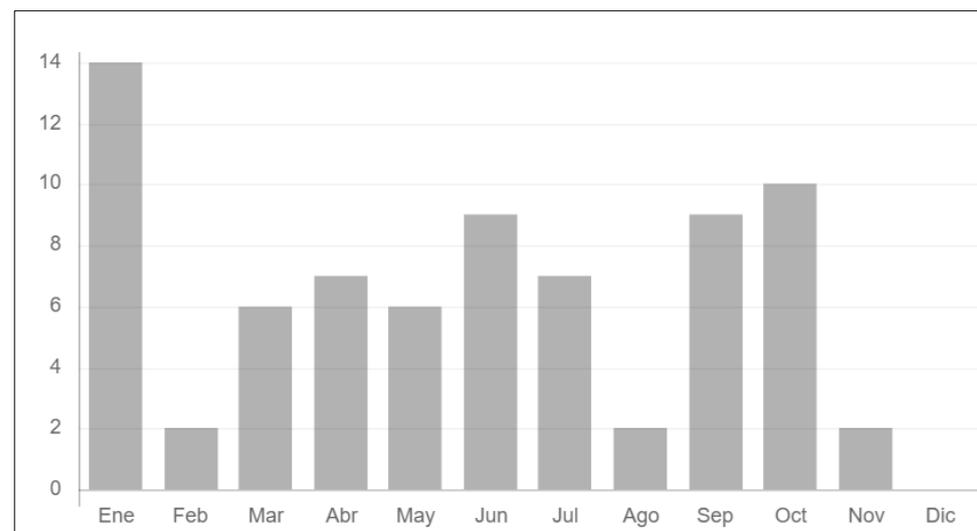
diseños biomecánicos se requiere interactuar con modelos computacionales que nos permitan potenciar nuestros modelos más óptimamente creando prototipos a diferentes escalas y con mayor dinamismo.

Mesa y Salazar (2020) el estudio realizado trata de herramientas médicas para el aprendizaje de protocolos de destete ventilatorio. La ventilación mecánica es un procedimiento de los médicos son más utilizados para cuidados intensivos (UCI).

El fin de validar la usabilidad y funcionalidad de la aplicación, donde se evidenció un alto nivel de satisfacción de los usuarios con la aplicación, destacando la facilidad de abordar conceptos críticos en ventilación mecánica de forma sencilla.

Figura 9

Grado de satisfacción del grado de ventilación mecánica



Nota. Mesa y Salazar (2020).

Iyengar et al. (2020) estudio realizado sobre los desafíos y soluciones para satisfacer la urgente necesidad de ventiladores para pacientes con COVID-19 el trabajo fue realizado en el Reino Unido sobre la necesidad de contar con la suficiente capacidad de atención con ventiladores mecánicos demuestra la escasez de estos aparatos y de personal para saberlo operar, lenta cadena de suministro también muestra

la aplicación de tecnologías aditivas para una respuesta rápida para su construcción.

Nicolás et al. (2020) estudio realizado sobre impacto de las asincronías en el pronóstico del paciente bajo ventilación mecánica invasiva que es la asincronía paciente-ventilador, existe cuando las fases de la respiración administradas por el ventilador no coinciden con las del paciente y son frecuentes e infradiagnosticadas, éstas se han asociado con desenlaces desfavorables como son: mayor duración de ventilación mecánica, estancia en la unidad de terapia intensiva, mortalidad, incomodidad del paciente, alteraciones del sueño y disfunción diafragmática.

El estudio se realizó con población heterogénea y con un número limitado de pacientes, los resultados sugieren desenlaces desfavorables.

Los métodos invasivos en algunos casos originan lesiones internas, el grado higrométrico que requiera a veces varían en función del clima externo causando resfríos o alguna patología y lo peor la incomodidad del paciente como costos elevados.

Orozco et al. (2013) donde se estudió la Ventilación con liberación de presión en la vía aérea, en neonatos con insuficiencia respiratoria aguda. Este proyecto de ventilación con liberación de presión en las vías aéreas con presión positiva que es controlada en la vía aérea, de esta manera maximiza el reclutamiento alveolar con tiempos inspiratorios prolongados.

Las pruebas lo realizaron con 12 neonatos con insuficiencia respiratoria aguda, que fueron tratados por la ventilación con liberación de presión en la vía aérea. La APRV, puede mejorar la cantidad de oxígeno en la sangre en los pacientes pediátricos con insuficiencia respiratoria cuando la ventilación común falla.

Salibe et al. (2021) en este artículo analiza la respiración como experiencias en el diseño y desarrollo de un ventilador mecánico no invasivo para COVID-19. Con la aparición del COVID-19 y su precoz

contagio en la población, genero una demanda de los ventiladores mecánicos, esta pandemia colapso todos los centros hospitalarios.

El Instituto Argentino de Radioastronomía propuso el diseño y desarrollo de un ventilador mecánico no invasivo de bajo costo denominado IARespira, el proyecto propone una solución a la dificultad de acceso a insumos críticos con elementos disponibles principalmente en el mercado local. El diseño se orientó para una rápida fabricación y pronta disponibilidad en los centros de salud de la Argentina (Salibe et al., 2021).

1.2 Antecedentes

1.2.1 Internacionales

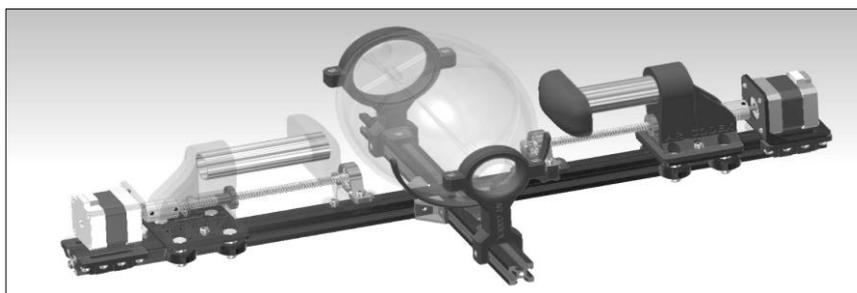
En su artículo titulado “Diseño de un dispositivo de asistencia ventilatoria temporal de lazo cerrado basado en bolsa válvula-mascarilla” (Balsells et al., 2020). Laboratorios de la Universidad San Carlos de Guatemala, tiene como finalidad de fabricar un ventilador mecánico de lazo cerrado de bajo costo de nombre AR. CODEX, que contribuya al mantenimiento ventilatorio mínimo del paciente durante un tiempo corto estos porque son muy escasos estos ventiladores.

Para esto se diseñó un sistema bolsa válvula- mascarilla (BVM), trabajado con sensores de flujo, presión con interfaz de supervisión óptica para monitorizar al paciente con volumen y presión máxima, frecuencia respiratoria y relación expiración e inspiración

Lo peculiar de este sistema es que cuenta con sensores e instalación de lazo cerrado que lo hace un poco costoso.

Figura 10

Estructura del desarrollo mecánico de AR_CODEX

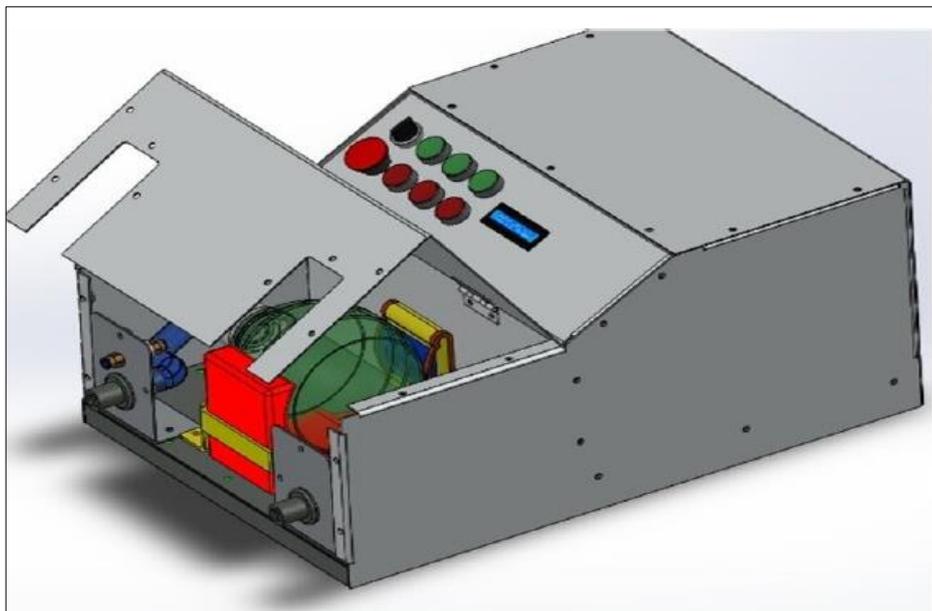


Nota. Balsells et al. (2020).

En el artículo titulado “Diseño y construcción de equipo de ventilación mecánica automatizada para asistir insuficiencia respiratoria.” (Carrillo et al., 2022) en su investigación que tiene como finalidad Diseñar y fabricar con validación un sistema de ventilación mecánico para ser utilizado en pacientes con insuficiencia respiratoria en el contexto inicial fuera causada por la pandemia COVID-19, El diseño requirió un software de dibujo asistido por computadora y la construcción requirió de una instalación en manufactura mecánica, electroneumática, electrónica, biomédica y automatización de los centros de la Universidad Don Bosco (El Salvador). A pesar de la pandemia y cierre de las fronteras de los países se logró construir este respirador con materiales que se encontraban en ese momento en ese país, el proceso se realizó con la etapa del diseño, fabricación y puesta en funcionamiento, con mediciones del aire suministrado con personal dedicado al mantenimiento de equipos biomédicos, con el visto bueno de médicos internistas.

Figura 11

Diseño de respiración mecánica con software



Nota. Carrillo et al. (2022).

Los sistemas diseñados son versátiles por que pueden configurarse de acuerdo a los requerimientos médicos y pacientes en tiempos breves tanto presencia como manera remota en el programa PLC se pueden cargar diferentes

programas que comandan un cilindro neumático que regula ciclos y longitud de recorridos, acorde con el requerimiento del paciente.

Otra ventaja del PLC es que colocan diferentes sensores clínicos y se integra al comando haciendo versátil la configuración de datos y medidas aplicables a los parámetros médicos que requiere el paciente.

En el artículo titulado “Neumonía asociada con la ventilación mecánica invasiva con cuidados de enfermería” (Pires et al., 2017). El propósito general es vincular que la ventilación mecánica es esencial para bajar la infección respiratoria si se cumplen las medidas (bundle) como medida preventiva con la ventilación mecánica invasiva en el servicio de medicina intensiva.

El estudio se realizó en el hospital del norte de Portugal con una muestra de 20 enfermos de un total de 102 observados, la conclusión es la frecuencia de neumonía en los pacientes ventilados fue baja.

Tabla 2

Distribución de participantes

Distribution of participants by hand hygiene during care provision to the patient with IMV (n = 102)			
Hand hygiene		N	%
Before contact with the patient	Yes	102	100
	No	-	-
Before handling respiratory material/equipment	Yes	102	100
	No	-	-
Before performing aspiration of secretions	Yes	102	100
	No	-	-
Before oral hygiene	Yes	102	100
	No	-	-
After aspiration of secretions	Yes	100	98
	No	2	2
After contact with the patient	Yes	100	98
	No	2	2
After handling respiratory material/equipment	Yes	100	98
	No	2	2

Nota. Miranda y Delmina (2019).

En el artículo titulado “Respuesta socio-tecnológicas frente a la COVID-19 en México: Spin-offs, repositorios e impresión 3D” (Matus, 2022). El propósito principal es examinar cómo se comportan las características físicas, el análisis se enfoca en las características de los filamentos extraídos de las esteras

de bambú, específicamente, en su capacidad de capacidad de soportar tensiones hasta su ruptura, su coeficiente de rigidez y su relación de Poisson. Este procedimiento se llevó a cabo mediante experimentos prácticos.

En el artículo titulado “Ventilación mecánica invasiva y no invasiva” (García et al., 2014) esta ventilación no invasiva se definió como un soporte de ventilación externo considerando la administración sin necesidad de intubación dentro del orotraqueal que satisfaga las condiciones que tiene la ventilación invasiva que es regular el volumen alveolar del sistema de respiración y expiración que es regular el volumen de oxígeno aire en los pulmones, para salvaguardar la supervivencia del paciente en casos de insuficiencia respiratoria.

En el artículo titulado “El diseño de respiradores para afrontar las infecciones broncopulmonares que afectaron durante la pandemia del **COVID-19**” (Sigua et al., 2020.) fue para minimizar el número de muertes y el desabastecimiento de estas herramientas. El COVID-19 es una enfermedad altamente contagiosa y potencialmente mortal. Esta enfermedad afectó a todo el planeta por su alto índice de contagio, entre los años 2019 y 2022.

En este artículo titulado “Diseño y evaluación de un ventilador mecánico” (Heredia et al., 2021) fue diseñado con un mecanismo que consta de un embolo que se desplaza dentro del cilindro que es accionado eléctricamente con un motor de paso por medio de un sistema de transmisión tornillo tuerca que recibe una cantidad de frecuencia en pulsos positivos eléctricos los cuales definen el avance y velocidad del embolo el cual desplaza un volumen de aire oxígeno dosificado al paciente de insuficiencia respiratoria.

El artículo titulado “Diseño y construcción de equipo de ventilación mecánica automatizada para asistir insuficiencia respiratoria” (Carrillo et al., 2022). El trabajo realizado es presentar los requerimientos cumplidos para el diseño, construcción y primera validación de un sistema de ventilación mecánica para ser utilizado en pacientes con Insuficiencia respiratoria, que en el contexto inicial fuera a causa de la pandemia de COVID-19. El diseño requirió el uso de software de dibujo asistido por computadora (Computer Aided Design) CAD y la construcción necesitó el uso de las capacidades instaladas en manufactura



mecánica, electroneumática, electrónica, biomédica y automatización de los institutos y centros de la Universidad Don Bosco (El Salvador).

Luego de la etapa de diseño, fabricación y puesta en funcionamiento, se realizaron mediciones de las condiciones del aire suministrado con la ayuda de profesionales dedicados al mantenimiento de equipo médico y con el visto bueno de doctores. Se llegó a las siguientes conclusiones en el trabajo se diseñó el sistema de ventilación mecánica, asistido por sistemas de control automático. El apoyo brindado por American Space UDB es clave para obtener elementos electrónicos que no se disponían a mano en ese momento por el cierre de las fronteras a causa de la pandemia, pero que son necesarios para el desarrollo de equipos automáticos y médicos, A partir del diseño y prototipo se pueden implementar mejoras, que lo vuelve más complejo, eficiente, preciso, pero que permite aplicarlo en mayor número de casos que se presentan a nivel médico. Los sistemas diseñados y construidos son versátiles, porque pueden configurarse de acuerdo con los requerimientos de médicos y pacientes, en tiempos breves, tanto presencialmente como de manera remota. Con diferentes programas para el funcionamiento del cilindro neumático (ciclos, longitud de carrera) acorde con el requerimiento de cada paciente. El sistema construido puede ser usado para estudios en medicina, en manufactura, en electrónica, en automatización, tanto en formación continua de especialistas, posgrado como en estudios de pregrado. Siempre con el objetivo de facilitar la ayuda humanitaria. El modelo físico construido puede servir como referencia para el desarrollo futuro de modelos matemáticos y de simulación, mostramos el modelo.

Figura 12

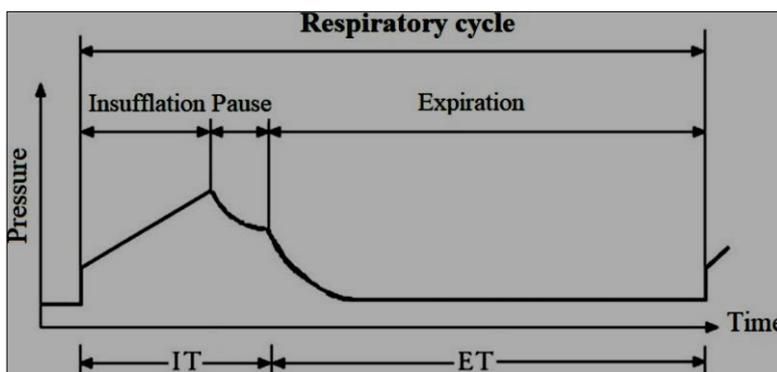
Equipo de ventilación mecánica



Nota. Carrillo y Gómez (2022).

Figura 13

Ciclo respiratorio



Nota. Carrillo y Gómez (2022).

“Acciones de cuidado para la promoción de la seguridad al paciente en ventilación mecánica invasiva” (Pires et al., 2017) el trabajo consiste en las Directrices Brasileñas de Ventilación Mecánica contribuyen a la asistencia de salud libre de riesgos y fallas, además de subsidiar científicamente la elaboración de Paquetes medidas de prevención dirigidas a la Neumonía Asociada a la Ventilación, Los equipos de enfermería y fisioterapia han sido la gran diferencia en la atención sistema de ventilación para pacientes críticos, que requiere una actualización constante para mantener la excelencia en cuidado. Sin embargo, estos profesionales encuentran numerosos problemas conflictivos relacionados con ventilación mecánica, y convertirse en actores esenciales para la

implementación de estrategias preventivas. Aplicar paquetes de prevención en la práctica asistencial para el uso seguro de ventilación invasiva, constituye un desafío, desde la perspectiva de permitir la evaluación atención continua y la creación de objetivos terapéuticos claros. Se entiende que la necesidad de adquisición de conocimientos por parte del enfermería y fisioterapia, sobre asistencia adecuada en materia de soporte ventilatorio invasivo, con la intención de establecer seguridad de cara a las intervenciones propuestas. Esta necesidad contribuye a justificar este estudio en términos de profundizar el tema, con la expectativa de desarrollar protocolos que aborden acciones de atención a Promover la seguridad de los pacientes ventilados mecánicamente. Conclusiones del estudio, Se identificaron conocimientos sobre acciones de cuidado para promover la salud. seguridad del paciente en ventilación mecánica invasiva, abordando características relativas ventilador mecánico y paciente. El conocimiento de los equipos de enfermería y fisioterapia en la unidad de terapia. Los cuidados intensivos resultaron satisfactorios en ambas estrategias de atención investigadas, revelando incipiente sólo en términos de la frecuencia de cambio de los circuitos del ventilador.

No se identificaron lagunas en cuanto a la asistencia dirigida directamente al paciente, lo que lo que indica la calidad de la atención brindada. Este estudio tiene limitaciones en cuanto al tamaño de la muestra, realizándose únicamente en una unidad de cuidados intensivos, lo que restringe la generalización de los resultados. Señalan los mismo que también fueron abordados, sólo los cuidados principales respecto al paciente ventilado mecánicamente, lo que limitó la identificación del conocimiento, sin embargo, basado en el rigor metodológicamente y al realizar la investigación se garantizó la confiabilidad de los hallazgos. La investigación destacó la importancia de la alineación del conocimiento y la integración de estrategias del equipo de enfermería y fisioterapia, a través de la adopción de protocolos basado en evidencia científica. Por lo tanto, se sugiere realizar más investigaciones con el fin de investigar este conocimiento y práctica para promover la seguridad del paciente.

Artículo titulado “Implementación de un protocolo de prueba integral para una rápida fabricación de un ventilador mecánico” (Baglyas et al., 2022).

Trabajo realizado en la Universidad de Semmelweis en Budapest, Hungría

Desarrollaron los protocolos de pruebas para normalizar el diseño de un respirador de emergencia ya que en el mundo no están normalizados por ensayos clínicos. Presentaron esta secuencia.

- Preclínico
- Pruebas de seguridad
- Usabilidad clínica
- Etapa clínica que involucre al paciente con insuficiencia respiratoria.

El protocolo se probó en un ventilador Luca y un ventilador de UCI estándar, estos respondieron dentro de los parámetros aceptables seguros de utilizar.

Figura 14

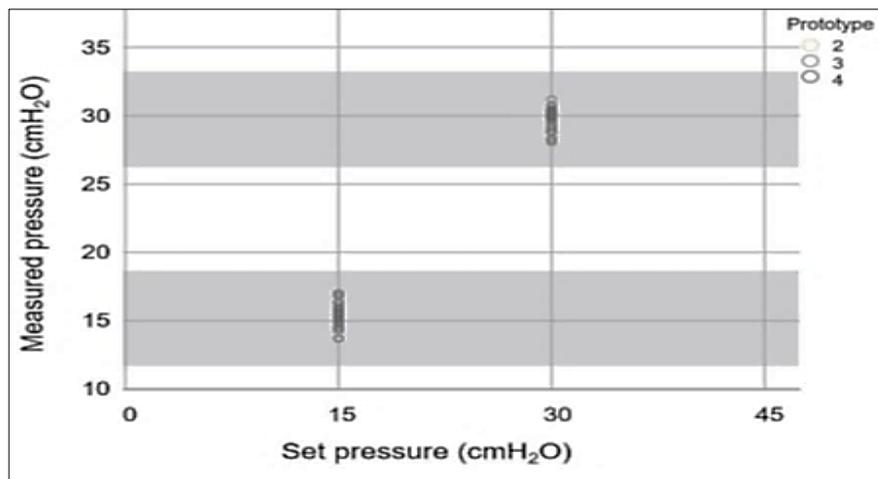
Ventilador mecánico Luca con primer plano de la interfaz de usuario



Nota. Baglyas et al. (2022).

Figura 15

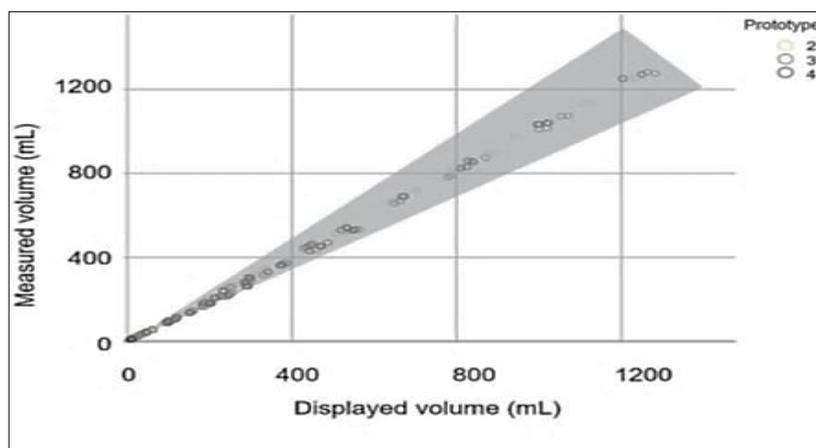
Valores de presión y volumen de tres ventiladores-1



Nota. Baglyas et al. (2022).

Figura 16

Valores de presión y volumen de tres ventiladores-2



Nota. Baglyas et al. (2022).

Artículo titulado “Implementación de un protocolo de anestesia intravenosa durante la validación de un prototipo de respirador en modelo porcino” (Arias et al., 2020).

Durante la pandemia se diseñaron distintos tipos de respiradores que fueron validados mediante el uso en animales que en este caso fue un porcino al que se le tuvo sedado con asistencia respiratoria mediante un respirador artificial. Este método se aplica: se someten a los animales a un procedimiento de anestesia mediante una infusión continua de Propofol, y de fentanilo a demanda, y

mantenimiento mediante ventilación mandataria continúa controlada por presión, con respirador anestésico homologado.

Se comparan los valores basales de monitorización anestésica y gasometría, con los obtenidos durante la conexión al prototipo respirador en condiciones de normalidad, y con el mismo prototipo bajo condiciones de estrés respiratorio inducido mediante un modelo de lavado de surfactante con solución salina 0,9 %. Resultados: se pone de manifiesto la estabilidad del estado anestésico conseguido con el protocolo anestésico propuesto, sin que se identifiquen diferencias estadísticas significativas entre los parámetros de monitorización obtenidos durante los tres periodos anestésicos. Con este método se validó el ventilador.

Figura 17

Prototipo respirador Oxyvita



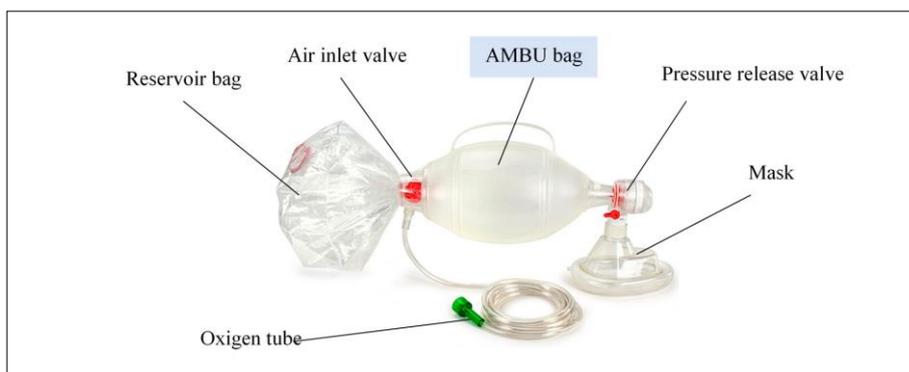
Nota. Arias et al. (2020).

Artículo titulado “Desafiando al COVID-19 con creatividad apoyando al diseño de exploración espacial para ventiladores de emergencia” (Fiorineschi, et al., 2020).

Trabajo realizado en Italia expresa la alta demanda de ventiladores ocasionado por el virus en las enfermedades pulmonares los diseñadores proponen respiradores de bajo coste con AMBU, bolsa de respiración manual auxiliar que trabaja presionando y se propone una metodología de diseño con herramientas graficas.

Figura 18

Bolsa estándar de respiración manual auxiliar (AMBU) y accesorios



Nota. Fiorineschi et al. (2020).

Artículo titulado “Ventilación mecánica no invasiva” (Uña et al., 2006). Trabajo realizado en España sobre las bondades que tiene la ventilación no invasiva por su bajo coste y disminuye la incidencia de complicaciones en insuficiencia respiratoria secundaria enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), se adecua para tratar el asma, neumonía y edema agudo del pulmón y lo fácil de utilizar.

Figura 19

Interfaz tipo casco para ventilación no invasiva



Nota. Uña et al. (2006)

Artículo titulado “COVID-19: Como transformar un ventilador de no invasiva en un ventilador de críticos” (Tusman et al., 2020). Se ve el gran problema que tenían los hospitales en la pandemia por la falta de ventiladores y la forma de producirlos a grandes velocidades, esta presentación da soluciones sencillas para oxigenar Alos pacientes intubados de modo mandatorio utilizando

ventilación no invasiva, esto logro utilizando equipos de anestesia y disponer de ellas en pacientes con COVID-19 hasta liberar los aparatos más costosos y sensibles invasivos de respiración automatizada y de esta manera salvar más vidas. Soluciones de emergencia.

Artículo titulado “Soporte ventilatorio no invasivo en pacientes con neumonía por COVID-19: un registro multicéntrico español” (Fernández et al., 2021).

La pandemia desvelo una neumonía bilateral con insuficiencia respiratoria rápidamente progresiva y con alta necesidad de respiradores mecánicos, en la primera onda del COVID-19 en España se vio los escasos de equipos invasivos y la única fuente fue utilizar ventiladores mecánicos no invasivos, en casos de otras variantes de COVID-19, como también de otras pandemias broncopulmonares o de insuficiencia respiratoria. Restringir estas máquinas dependiendo de la gravedad del paciente haciendo más eficaz su utilidad.

Artículo titulado “Ventilación mecánica no invasiva en pre e intraoperatorio y vía aérea difícil” (Esquias et al., 2015). Expresa la ventilación mecánica no invasiva aumenta la ventilación alveolar en pacientes con intubación endotraqueal y la ventilación mecánica invasiva.

Realizaron pruebas con la ventilación mecánica no invasiva en el pre e intraoperatorio y en la profiláctica en el preoperatorio de cirugías también en los posoperatorios para acelerar la recuperación del paciente, su empleo favorece a una mayor profundidad anestésica sin deterioro de la oxigenación.

“Ventilación no invasiva en el síndrome de distrés respiratorio agudo por la COVID-19” (Navarro, 2021) trabajo realizado en el hospital Saturnino Lora de Cuba donde expresa el uso de ventilación mecánica no invasiva se ha generalizado en el mundo y extendido en deficiencia respiratorio hipoxémico el uso de ventiladores mecánicos no invasivos en el síndrome de Distrés, y su influencia en problemas respiratorios.

Artículo titulado “Utilización de ventilación no invasiva en pacientes con esclerosis lateral amiotrófica” (Borsini et al., 2022). El trabajo realizado es el uso con ventiladores mecánicos para pacientes con esclerosis lateral amiotrófica en

aliviar el proceso respiratorio de pacientes se utilizó en la traqueostomía, modo ventilatorio más utilizado es el barométrico con frecuencia de respaldo con presión positiva respiratorio, mejorando el índice de recuperación de pacientes.

Artículo titulado “Ventilación mecánica en el recién nacido prematuro extremo, ¿Hacia dónde vamos?” (González y Estay, 2021) explican que los niños de bajo peso requieren usar ventilación mecánica, con la variedad de estos aparatos de respiración artificial donde eleva la recuperación de los neonatos disminuye la duración del ventilador, disminuye el daño al pulmón mejorando los índices de displasia broncopulmonar en los pacientes.

Artículo titulado “Manifestaciones pulmonares de las enfermedades tropicales” (Gascón y Corachán, 1991) el incremento de viajes con las nuevas formas de transporte, el fenómeno migratorio en la comunidad europea se incrementan las enfermedades tropicales que algunas afectan a los pulmones por ende al sistema respiratorio, dañando en algunos casos estos órganos dando dependencia a maquinas que les permitan realizar esta mezcla gaseosa para la sobrevivencia su clasificación es:

- Enfermedades de origen bacteriano.
- Enfermedades de origen parasitario: protozoos, nematodos, cestodos y trematodos.
- Enfermedades de origen vírico.
- Enfermedades de origen micótico.

Todas estas enfermedades generan infecciones que dañan el órgano pulmonar, para los cuales se debe prever un respirador artificial para su atención.

Artículo titulado “Estudio de mortalidad de pacientes en desconexión progresiva del ventilador” (Rodríguez y Mancebo, 2020) explicar la mortalidad de pacientes con ventilación mecánica invasiva en el Servicio de Medicina Intensiva (SMI) y en el hospital. Depende de la patología y la disposición en el tiempo de uso de la máquina, acortar el tiempo de conexión es para mejorar la morbimortalidad, más la desconexión prematura aumenta la mortalidad. El análisis de supervivencia lo realizaron con el método Kaplan-Meier con regresión de Cox, regresión logística.

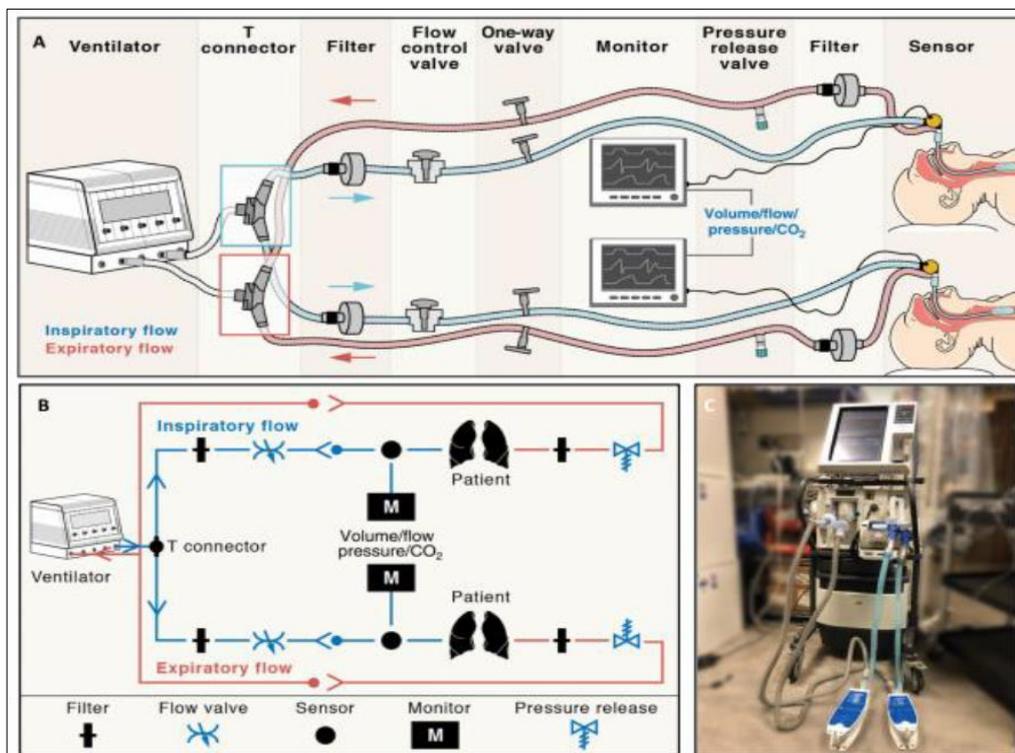
Artículo titulado “Ventilación Mecánica no invasiva en la enfermedad pulmonar obstructiva crónica agudizada” (Rodríguez et al., 2012) el trabajo lo realizaron en Venezuela de carácter descriptivo y longitudinal con pacientes con enfermedad en los pulmones estado estructivo crónico tendiendo a agudizarse, se le asistió ventilación no invasiva en 48 horas disminuyeron los parámetros clínicos: frecuencia respiratoria, cardiaca, pulsioximetria, valores hemo gasométricos con esta terapia los resultados fueron favorables.

Artículo titulado “Ventilación mecánica simultanea: revisión histórica y análisis de costos” (Quintero et al., 2021).

La pandemia desvelo la precariedad de los centros hospitalarios y la búsqueda de estos equipos que sean más baratos y de mayor utilidad en estos centros de salud, en este trabajo muestra un ventilador de mayor cantidad de flujo el cual tiene una derivación para alimentar a dos pacientes, bajando los costos en utilización de este equipo.

Figura 20

Diseño de sistema individualizado para proporcionar ventilación simultánea al paciente de forma más segura, sistema individualizado desplegable para aumentar la capacidad del ventilador





Nota. Quintero et al. (2021).

CAPÍTULO II

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

2.1 Identificación del problema

La gran necesidad de contar con máquinas (respiradores mecánicos), que ayuden a los médicos con una atención primaria de pacientes con insuficiencia respiratoria. A nivel mundial se ha visto la precariedad de los hospitales en no contar con maquinaria disponible para la atención de pandemias, donde la población concurrió masivamente a estos centros de atención y la disponibilidad de personal médico como respiradores mecánicos fueron insuficientes, los hospitales no tuvieron la respuesta oportuna, creándose colas largas para su atención y por falta de respiradores fallecieron una gran cantidad de contagiados por el COVID-19 a esto se suma las variantes del virus que continúan causando daños, estos virus se quedan y están sufriendo mutaciones en el tiempo.

Vivimos en una zona altoandina, donde las heladas son fuertes más aun por el efecto invernadero que trae los problemas broncopulmonares incrementando las insuficiencias respiratorias. Las explotaciones mineras de la zona aumentan la cantidad de materiales en suspensión que dañan los pulmones de los pobladores y trabajadores de la zona también incrementan la insuficiencia respiratoria por consiguiente el déficit de respiradores para su atención.

Figura 21

Colas de atención en los hospitales de la ciudad del Cusco-1



Figura 22

Colas de atención en los hospitales de la ciudad del Cusco-2



2.2 Enunciados del problema

¿Sera posible diseñar un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco?

2.3 Justificación

Durante la pandemia se vio la gran cantidad de víctimas por la COVID-19, pero también se vio las colas que realizaron los infectados en las puertas de los hospitales y centros de atención primaria de enfermedades en las cuales no se abastecían del personal de salud especialmente la falta de médicos, pero lo más lamentable fue la gran cantidad de personas que tuvieron insuficiencia respiratoria y no pudieron ser asistidos por maquinas que pudieran suplir esa insuficiencia dando preferencia a algunas personas para conectarlas a estas máquinas (respiradores artificiales) que los salve la vida y los que no tuvieron esa oportunidad simplemente a la de dios la mayoría Moria, y este fue el caso de uno de mis colegas docente de la Universidad que por no ser conectado a un respirador que le permitía insuflar oxígeno a los pulmones falleció y así fueron miles de casos a nivel mundial, se vio que nuestros centros de salud requieren de estas máquinas y nuevos modelos, tipos de respiradores que sean más asequibles económicamente y por disponibilidad de sus materiales de ensamblaje de la región que era otra carencia del sistema.

Este estudio se realiza para mejorar la capacidad de atención en insuficiencias respiratorias de los hospitales con el diseño de un respirador mecánico de presión positiva para una atención primaria.

2.3.1 Técnica

En esta investigación se diseñará un mecanismo de acción rápida para insuflar de aire a través de un Ambu de aporte positivo de oxígeno a pacientes con insuficiencia respiratoria.

El diseño del mecanismo será realizado previo análisis y simulación de elementos que interactúan en el sistema realizando los planos de detalle y ensamble de estos componentes y posteriormente ser replicados a escala con una impresora en tres d con el respectivo ensamble del modelo diseñado, utilización de máquinas herramientas para el desarrollo estructural. Según Fiorineschi, et al., (2020), era necesario que cada región del hemisferio tenga soluciones de diseños propios en cada región para la ayuda del personal médico utilizando el Ambu.

2.3.2 Social

La investigación sobre el diseño de este respirador auxiliar no invasivo ayudara al desempeño más eficiente del tiempo de atención de los pacientes con insuficiencia respiratorio, creando un espacio de mejor atención al médico. Se podrá atender mayor cantidad de pacientes y mayor autonomía en atender la respiración asistida en casos de insuficiencia respiratoria, según Carrillo et al., (2022) el sistema de ventilación mecánica es utilizado en pacientes que tienen insuficiencia respiratoria, por efectos del COVID-19.

2.3.3 Económica

Mejorará la atención primaria de los pacientes con respiración asistida bajando tiempos y costes de los residentes médicos y enfermeras. Con la ventilación mecánica se bajan las infecciones respiratorias de los pacientes de esta manera se obtiene una menor cantidad de asistencia médica, si cumplen con las medidas bundle (Pires et al., 2017).

2.3.4 Ambiental

Al reducir costes y materiales mejoramos la eficiencia de los médicos y menos utilización de energía y materiales que permitan la supervivencia del paciente menor impacto ambiental.

El desarrollo de protocolos que aborden mecanismos de atención cuyo fin es promover la seguridad e integridad de los pacientes que son sometidos a ventilación mecánica (Carrillo et al., 2022).

2.3.5 Teórica

Este estudio tiene la finalidad de contribuir con un análisis y desarrollo de un prototipo para mejorar las instalaciones sanitarias con máquinas que ayuden al médico en casos de influencias virales y deficiencia respiratoria, generados por enfermedades.

Según Jumlongkul (2021) el objetivo de este trabajo es diseñar y fabricar un Ventilador con un accionamiento hacia el AMBU, con un cabezal que permita una presión negativa.

2.4 Objetivos

2.4.1 Objetivo general

- Diseñar un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco.

2.4.2 Objetivos específicos

- Determinar los elementos que interactúan en el diseño de un respirador mecánico auxiliar con los parámetros que permitan su actuar en el sistema.
- Simular los movimientos del mecanismo para luego ensamblar estos en un modelo real.
- Parametrizar los sistemas ensamblados en torno al funcionamiento del sistema respiratorio humano. Con validación electromecánica y validación biomédica.

- Evaluar el funcionamiento del sistema con un pulmón artificial asistida por un Ambu y balón de oxígeno con respiración positiva no invasiva.

2.5 Hipótesis

2.5.1 Hipótesis general

- Se podrá diseñar un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco.

2.5.2 Hipótesis específicas

- Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo
- Ajustar los parámetros médicos de insuficiencia respiratoria en RMA para el auxilio médico.

CAPÍTULO III

MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Lugar de estudios

El diseño y construcción del respirador mecánico auxiliar se realizará en los laboratorios de investigación del Maquicentro de la escuela profesional de ing. Mecánica de la universidad nacional de san Antonio abad del cusco, ubicada en el campus universitario del estadio universitario. En el departamento del Cusco, ciudad del Cusco, Geo referencia: La superficie del Departamento de Cusco es de 71 987 km² (5,6 por ciento del territorio nacional), constituyéndose en una de las más extensas del Perú. Este departamento se localiza en la parte sur-oriental del territorio nacional y limita con los departamentos de Junín y Ucayali por el norte, Madre de Dios y Puno por el este, Arequipa por el sur-oeste y Apurímac y Ayacucho por el oeste. Cusco, la ciudad capital está a 3 399 m.s.n.m. El departamento de Cusco está dividido políticamente en 13 provincias y 108 distritos; siendo las provincias de Quispicanchi y La Convención las de mayor número de distritos.

Figura 23

Ubicación del laboratorio UNSAAC



Figura 24

Ubicación con coordenadas del laboratorio UNSAAC



3.2 Población

Según el INEI al 2019, la ciudad del cusco tiene una población de 1'345,801 habitantes y representa el 4.0% del Perú.

Tabla 3

Población

Departamento	Superficie (Km2)	Población Estimada 2019	Densidad Poblacional hab/km2
PERU TOTAL	1,280,085.90	33,260.41	26
Cusco	71,986.50	1,345,801	19

3.3 Muestra

La población de muestra es las personas que estuvieron en plena pandemia en la ciudad del cusco que fueron atendidos en el periodo 2019-2023 Sala COVID-19 región del Cusco.

Figura 25

Sala situacional COVID-19 región Cusco



Figura 26

Sala situacional COVID-19 región Cusco datos



Nota. <http://www.diresacusco.gob.pe/salacovid19/salacovid19-CUSCO.pdf>

En representación de esta población se adquirió un pulmón artificial el cual se instaló en el prototipo.

La estadística que se tiene son casos de pandemia local en la ciudad del cusco.

También como población y muestra se tomó la data de los laboratorios medición realizados en cito de la corriente máxima utilizada para la selección del motor eléctrico durante su trabajo de mover el Ambu para oxigenación del paciente, también se tomó

muestras de laboratorio de toma del volumen de oxígeno máximo que puede la maquina expirar e inspirar con el Ambu en un trabajo cotidiano.

3.4 Método de investigación

El trabajo se realizó con datos cuantitativos de una variable para analizar el rendimiento del motor y la cantidad de oxígeno que se insufla al paciente en la inspiración por medio de la herramienta Anova, análisis de datos estadísticos de un diseño experimental, como también se realizó el trabajo experimental del diseño con ensamblaje del prototipo, realizando pruebas de funcionamiento y calibración hasta conseguir los parámetros estándar de funcionamiento, este proceso se mejoró con una validación, por medio de un análisis computacional que integra su simulación donde los parámetros tomados de la maquina se realizó con un pulmón artificial, una bolsa normalizada para generar el impulso de aire oxigeno llamado (ambu), normalizado por La organización mundial de salud OMS y el cuerpo médico a través del ministerio de salud y el colegio médico del Perú, este Ambu aporta de aire con oxígeno (balón de oxígeno de 2m3), a una determinada presión que llega al pulmón.

Figura 27

Video sobre manual de AMBU



Nota. Aporte positivo ambu. Fuente. <https://youtu.be/DOWOAttrAMZQ?si=16EzFna8T9qrAJOI>

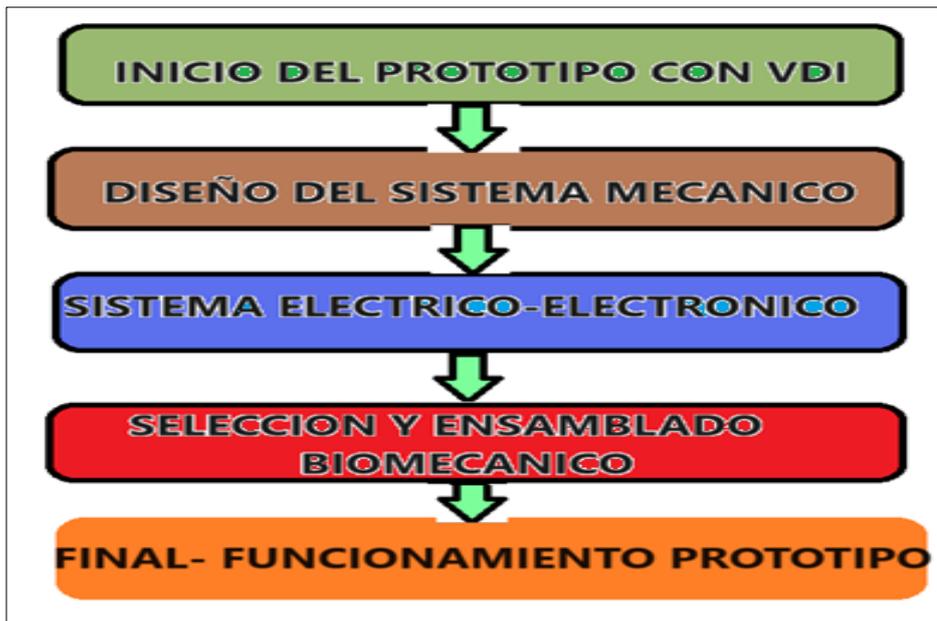
3.5 Descripción detallada de métodos por objetivos específicos

Considerar en la presentación de la metodología:

- Descripción de variables analizadas en los objetivos específicos,
- Descripción detallada del uso de materiales, equipos, instrumentos, insumos, entre otros y
- Aplicación de prueba estadística inferencial.

Figura 28

Esquema desarrollo del prototipo



Inicio del Prototipo con la norma alemana VDI 2221

Se utilizó la metodología del VDI (Verein Deutscher Ingenieure) Asociación de Ingenieros Alemanes, norma alemana para la selección del mecanismo.

La siguiente tabla es desarrollada de acuerdo a la norma VDI 2221 donde se presentan una serie de consideraciones y requerimientos que deberá cumplir la máquina para su correcto diseño y funcionamiento.

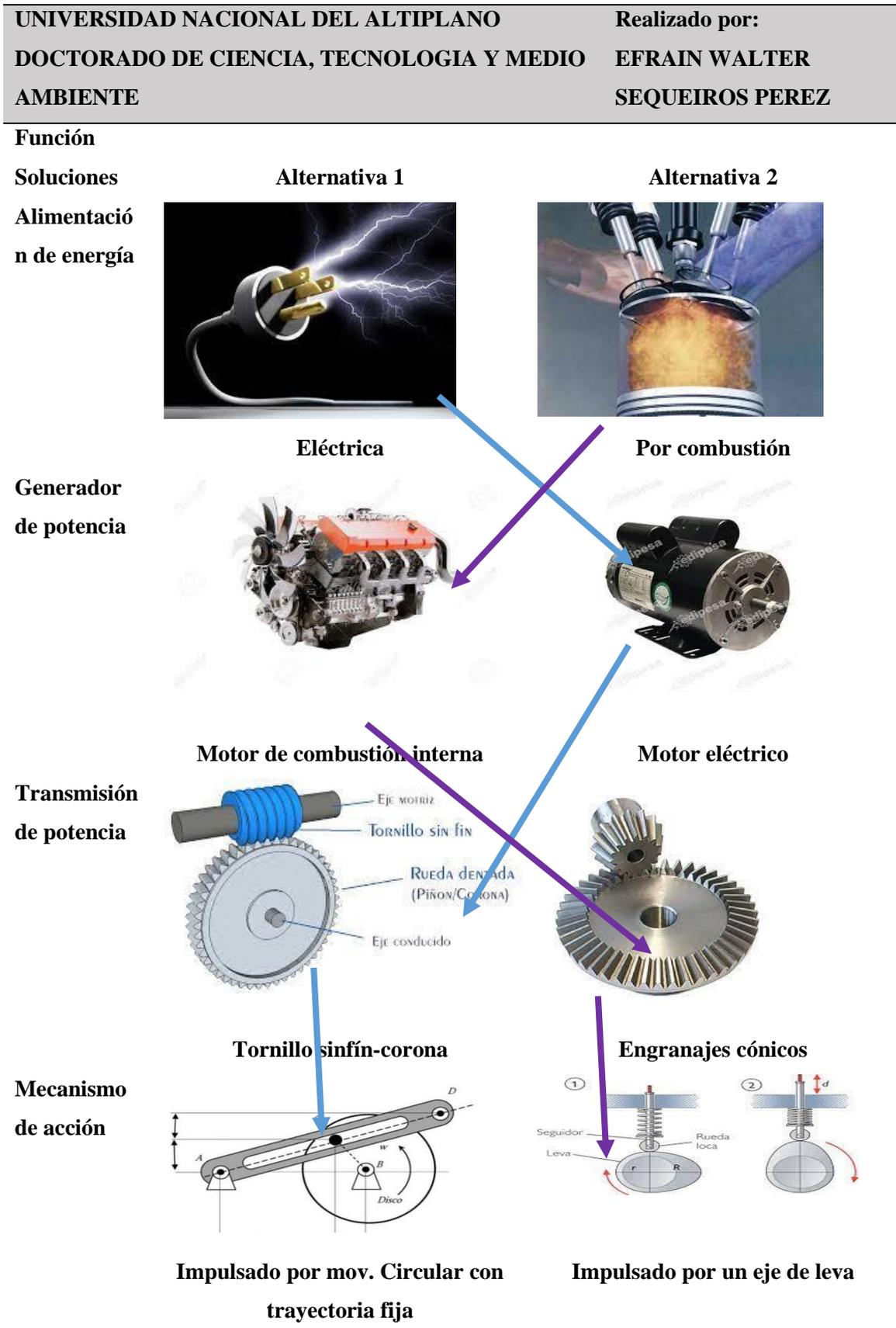
Tabla 4

Consideraciones y requerimientos

Características	Condiciones
Función	La función principal es
Energía	La máquina diseñada debe tener una fuente de energía duradera, la obtención de la misma será de la forma más simple posible considerando en trabajo que realice.
Ergonomía	La disposición de los elementos de la maquina será diseñada de tal forma que garantice un fácil manejo, es decir la persona que utilice la maquina deberá acceder con facilidad a los controles y componentes del mismo.
Manipulación	El diseño deberá proveer al usuario una interfaz amigable y eficiente para la operación y manipulación del mismo.
Seguridad	El diseño deberá cumplir con todas las normas de seguridad en su diseño e instalación para que asegure el funcionamiento sin mayores inconvenientes.
Transporte	La máquina diseñada deberá poder ser transportada fácilmente al lugar donde sea necesaria.
Mantenimiento	El diseño y selección del tipo de maquina deberá considerarse su plan de mantenimiento preventivo o en forma regular de modo tal que el diseño a utilizar funciones correctamente durante su tiempo de vida útil, garantizando la seguridad y confort de los usuarios.
Materiales	El sistema deberá ser construido en base a materiales que garantices la rigidez y estabilidad del mismo modo tal que no se generen deformaciones en sus componentes.
Montaje	La máquina diseñada será de simple montaje, facilitando las actividades de mantenimiento. Los componentes principales podrán ser pre-armados para comprobar su correcto funcionamiento.
Geometría	La estructura de diseño debe adecuarse al lugar y condiciones de montaje.

Figura 5

Matriz morfológica





Para el desarrollo de esta matriz se plantean tres soluciones denominadas de la siguiente manera:

- a) Solución 1:
- b) Solución 2:

Evaluación Técnico Económico de los Conceptos de Solución.

En base a las soluciones presentadas se procede a realizar el análisis técnico económico (utilizando la norma VDI 2225) de las mismas que permita determinar el concepto de solución óptimo para el problema planteado, que permita seleccionar la opción que presente la mejor relación beneficio/costo.

Evaluación técnica.

Tabla 6

Diseño mecánico - Evaluación de proyectos valor técnico (Xi)

Diseño Mecánico – Evaluación de Proyectos Valor Técnico (Xi)							
Proyecto:							
G: peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación.							
P: Puntaje. P=4 cumple muy bien (ideal); P = 3: Bien; P = 2: Suficiente; P = 1: Aceptable a las justas; P = 0: no cumple							
Variantes de Concepto		G	Solución 1		Solución 2		
N.º	Criterio de operación	%	P	GP	P	GP	
1	Función	15	3	45	3	45	
2	Energía	10	3	30	2	20	
3	Ergonomía	15	2	30	2	30	
4	Manipulación	10	3	30	2	20	
5	Seguridad	5	3	15	2	10	
6	Transporte	10	3	30	1	10	
7	Mantenimiento	10	3	30	2	20	
8	Materiales	10	3	30	1	10	
9	Montaje	10	3	30	2	20	
10	Geometría	5	2	10	2	10	
Puntaje Total:		$\sum Pi *$					
		100	280		195		
		Gi					
		$\sum Pi * Gi/100$	2,8		1,95		
Valor Técnico: Xi			0,7		0,488		

Tabla 7

Diseño mecánico - Evaluación de proyectos valor económico (Yi)

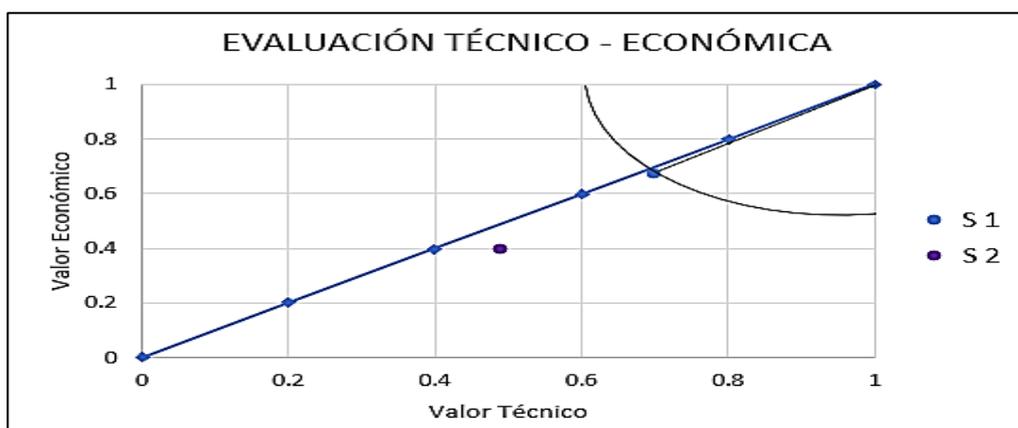
Diseño Mecánico – Evaluación de Proyectos Valor Económico (Yi)						
Proyecto:						
G: peso ponderado y se da en función de la importancia de los criterios de evaluación.						
P: Puntaje. P=4 cumple muy bien (ideal); P = 3: Bien; P = 2: Suficiente; P = 1: Aceptable a las justas; 0: no cumple						
Variantes de Concepto		G	Solución 1		Solución 2	
N.º	Criterio de operación	%	P	GP	P	GP
1	Costo de materia	40	3	120	2	80
2	Costo de fabricación	30	2	60	1	30
3	Costo de montaje	20	3	60	2	40
4	Costo de mantenimiento	10	3	30	1	10
Puntaje Total: $\sum Pi * Gi$		100	270		160	
$\sum Pi * Gi/100$			2,70		1,60	
Valor Técnico: Yi			0,675		0,40	

Selección del sistema óptimo

Después de ser obtenidas las dos coordenadas como son el valor técnico (Xi) y económico (Yi), se procede a realizar la gráfica de toma de decisión. La solución que se halle más cerca al vértice (1.1) es la solución óptima. Resultando la solución 1.

Figura 29

Diseño del sistema de transmisión



Diseño del sistema de transmisión.

Se utilizarán un tornillo sinfín que transmitirá la potencia a un engranaje; se utilizará el criterio AISI/AGMA 6034-B92 para su diseño.

Decisiones a priori:

- Número de filetes del tornillo sinfín $n_w=1$
- Número de dientes de la corona: $Z_g=130$
- Paso axial: $P_x=6,25 \text{ mm}=0,246 \text{ plg}$
- Diámetro primitivo del tornillo sinfín: $d_w= 29 \text{ mm} = 1,412 \text{ plg}$
- Angulo normal de presión: $\phi_n=20^\circ$
- Angulo de inclinación del filete: $\lambda=3,924^\circ$
- Potencia del motor: 0,1 HP (Auart Zyilei- Motor DC 12V-22V)
- Revoluciones del motor en su punto máximo: $N_1=7181,2 \text{ rpm}$
- El tornillo sinfín es de acero de rosca sencilla y el engrane este hecho de fundición centrifuga de bronce

Entonces la relación de transmisión será:

$$m_g = \frac{Z_g}{n_w} = \frac{130}{1} = 130$$

Espesor de filete recomendado (F_e):

$$F_e = \frac{P_x}{2} = 3,125 \text{ mm} = 0,123 \text{ plg}$$

Paso diametral tangencial del engranaje (P_t)

$$P_t = \frac{\pi}{P_x} = 0,503 \text{ mm} = 0,02 \text{ plg}$$

Diámetro del engranaje (d_g)

$$d_g = \frac{Z_g}{P_t} = 258,627 \text{ mm} = 10,182 \text{ plg}$$

Dimensión del Adendum (cabeza) tornillo sinfín

$$h_a = \frac{P_x}{\pi} = 1,99 \text{ mm} = 0,078 \text{ plg}$$

Dimensión del Dedendum (raíz) tornillo sinfín

$$hf = \frac{1,157P_x}{\pi} = 2.302 \text{ mm} = 0,091 \text{ plg}$$

Distancia entre centros

$$Cd = \frac{d_w + d_g}{2} = 143,813 \text{ mm} = 5,662 \text{ plg}$$

Velocidad tangencial del tornillo sinfín (ppm):

$$V_w = \frac{\pi d_w N_w}{12} = 2146,495 \text{ ppm}$$

Velocidad tangencial del engranaje (ppm):

$$V_g = \frac{\pi d_g N_g}{12} = 57,269 \text{ ppm}$$

Velocidad de deslizamiento del sinfín del cilindro de paso

$$V_s = \frac{V_w}{\cos(\lambda)} = 2151,54 \text{ ppm}$$

Fuerza tangencial del engranaje:

$$W_{tg} = \frac{33000 n_d H_g K_a}{V_g}$$

Donde:

- Hg: potencia del motor (HP)
- nd: factor de diseño
- Ka: Factor de aplicación

$$W_{tg} = \frac{33000 * 1 * 0.1 * 1.25}{2151,54} = 28,0131 \text{ lb. fuerza}$$

Fuerza tangencial del tornillo sinfín:

$$W_{tw} = W_{tg} \frac{\cos \varphi_n \operatorname{sen} \lambda + f \cos \lambda}{f \operatorname{sen} \lambda - \cos \varphi \cos \lambda}$$

Siendo f el coeficiente de fricción:

$$f = 103e^{-0,110V_s^{0,450}} + 0,012 \quad (V_s > 10 \text{ ppm})$$

$$f = 0.015$$

$$W_{tw} = 2,377 \text{ lb. fuerza}$$

Utilizando el criterio AGMA

$$W_{tperm} = C_s d_g^{0,8} F_e C_m C_v$$

$$C_s = 1000 \quad (d_g \leq 25)$$

$$C_m = 1.1483 - 0,00658m_g \quad (m_g \geq 76)$$

$$C_m = 0,293$$

$$C_v = 13,31V_s^{-0,571} \quad (700 \leq V_s \leq 3000 \text{ ppm})$$

$$C_v = 0,166$$

Por lo tanto:

$$W_{tperm} = 38,387 \text{ lb. fuerza}$$

Con lo cual al tener:

$$W_{tg} > W_{tperm}$$

Se puede afirmar que el sistema diseñado tendrá una vida útil superior a las 25000 horas de trabajo.

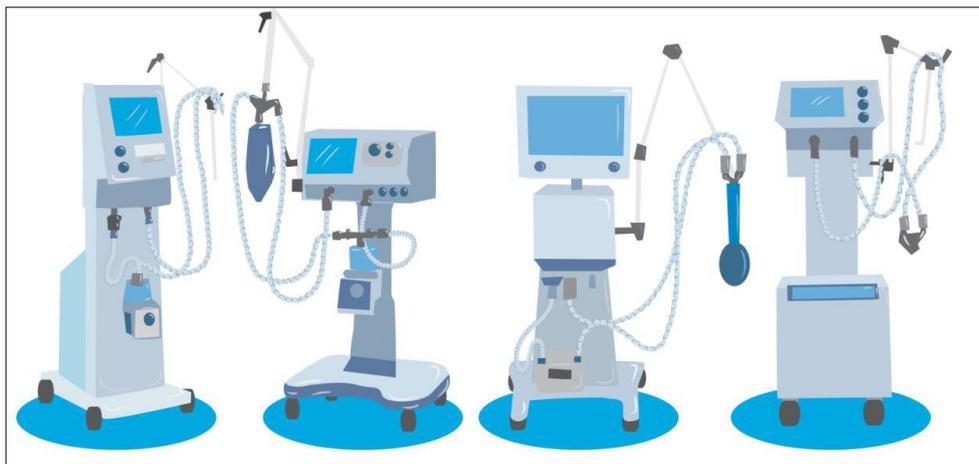
3,333 selección del sistema biomecánico y cálculo del sistema

3.5.1 Ventiladores mecánicos

Son máquinas que ayudan en la respiración cuando una persona presenta una insuficiencia respiratoria, existen los accionados manualmente y los comerciales, en estos equipos existen muchas configuraciones como el volumen de aire suministrado, presión, los ciclos de inspiración (BPM) y el tamaño de resucitadores manuales aplicables correspondientes a las edades de los pacientes.

Figura 30

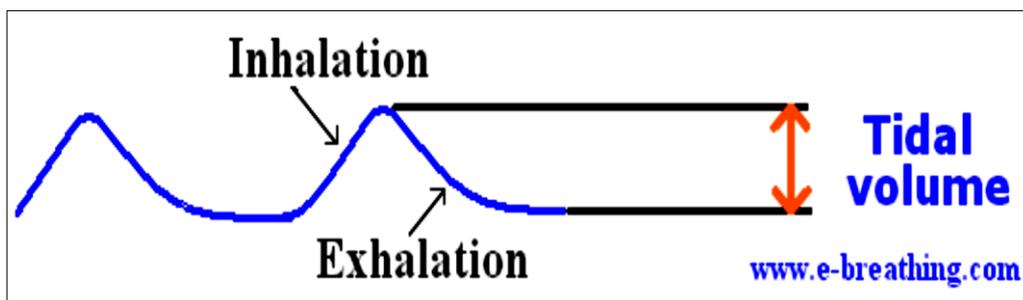
Modelos de respiradores mecánicos



3.5.2 Parámetros de respiración en ventiladores mecánicos

Figura 31

Volumen Tidal



Tiempo inspiratorio (T_{insp}) y relación de Inspiración: Espiración: El T_{insp} define el tiempo que el ventilador emplea en administrar una cantidad de aire o volumen durante una respiración. Abarca desde el inicio de la inspiración hasta el comienzo de la espiración. El T_{insp} supone generalmente un 25-30% del ciclo respiratorio o tiempo total.

En los modernos respiradores, la frecuencia y el T_{insp} determinan automáticamente el parámetro I:E. Como regla general, tendremos que considerar que el aire necesita más tiempo para salir que para entrar en la vía aérea (casi podríamos decir que el doble), lo que nos lleva a una relación I:E de 1:2 (relación que se da en la respiración espontánea).

El tiempo espiratorio (T_e) se determina pasivamente (es el que sobra del tiempo total de un ciclo antes de la siguiente inspiración mecánica).

Frecuencia respiratoria: Número de respiraciones que proporciona el respirador al paciente. La f normal oscila entre 10-15rpm.

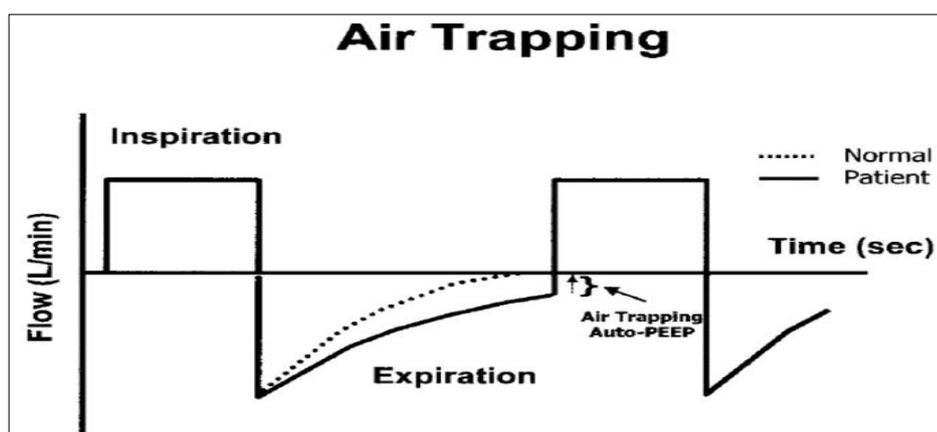
Concentración de oxígeno (en %) o fracción inspiratoria de O_2 (FiO_2): Regula la concentración de oxígeno en el aire que se suministra al paciente. Podemos ajustarla entre el 21 % y el 100 % o entre 0'21-1 si hablamos de FiO_2 (el porcentaje dividido entre 100). Debe prescribirse la concentración mínima de oxígeno que permita una PaO_2 igual o mayor de 60mmHg, intentando evitar FiO_2 mayores de 0,5.

Al mezclador llegan dos mangueras (blanca para el oxígeno y gris para el aire comprimido) que se conectan a las tomas de la pared.

Presión positiva al final de la espiración: La presión positiva al final de la espiración (PEEP) consiste en el mantenimiento de una presión (y por tanto un volumen) al final de la espiración con el objetivo de abrir (reclutar) alveolos que de otra manera permanecerían cerrados, aumentando la presión media en la vía aérea y mejorando así la oxigenación. (Armenteros, 2015).

Figura 32

Volumen de aire atrapado



3.5.3 Cálculo de fuerza de aplicación de potencia mecánica

- Datos de entrada

Especificaciones del resucitador manual para adultos de la marca SPENCER.

Tabla 8

Valores estandarizados de ventiladores manuales

INFORMACIÓN TÉCNICA RESUCITADORES										
resucitadores	B LIFE (silicona)			ECO B-LIFE (caucho)			PRO B-LIFE (PVC)		CO B (PVC)	
Ítem	Adulto	pediátrico	Infante	Adulto	Pediátrico	Infante	Adulto	Pediátrico	Adulto	Pediátrico
resucitadora	silicona	silicona	caucho	caucho	caucho	PVC	PVC	PVC	PVC	
válvula	silicona	silicona	silicona	caucho	caucho	caucho	PVC	PVC	PVC	PVC
diafragma										
bolsa	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC
reservorio										
válvula	Acero	Acero	Acero	Acero	Acero	Acero	Acero	Acero	Acero	Acero
espring	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable	Inoxidable
válvula non-rebreathing	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	PVC	Policarbonato	PVC
válvula de sección	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	PVC	Policarbonato	PVC
válvula de sección	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	PVC	Policarbonato	PVC
válvula de sobrepresión	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	Policarbonato	PVC	Policarbonato	PVC
vol. resucitador	1600 ml	500 ml	280 ml	1600 ml	500 ml	280 ml	1600 ml	500 ml	1600 ml	1600 ml
reservorio (m)	2500 ml	2500 ml	600 ml	2500 ml	2500 ml	280 ml	2500 ml	2500 ml	2500 ml	2500 ml
espacio muerto	7 ml	8 ml	9 ml	10 ml	11 ml	12 ml	13 ml	14 ml	15 ml	16 ml
resistencia a la espiración	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O
resistencia a la inspiración	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O
válvula de sobre presión	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar			
empaque	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril
volumen Máximo	900 ml	250 ml	130 ml	900 ml	250 ml	130 ml	900 ml		400 ml	1050 ml
ciclo máximo	45 bmp	100 bmp	95 bmp	45 bmp	100 bmp	95 bmp	45 bmp	100 bmp	45 bmp	100 bmp
salida posterior	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O
salida delantera	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O
nivel de presión de expiración final en uso normal	3.2 cm H2O									

Figura 33

Método de accionamiento de ventiladores manuales

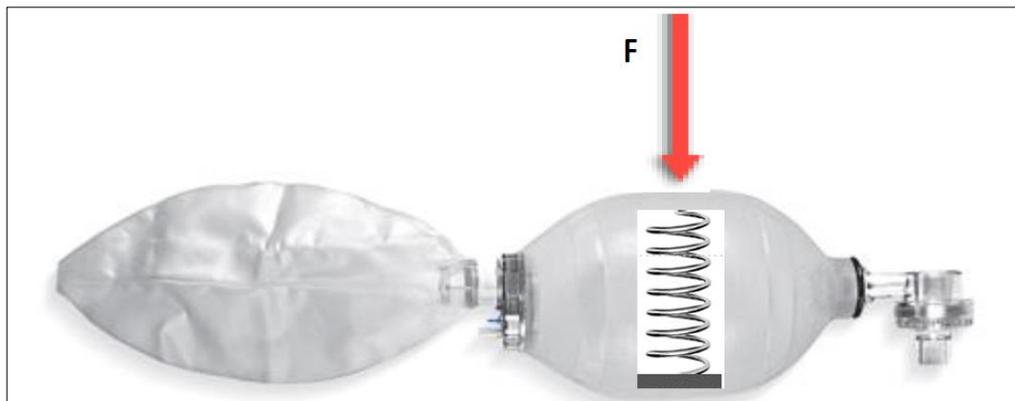


Tabla 9

Coefficiente de elasticidad equivalente del respirador de silicona

Especificaciones	valor	Unidad de medida
Coefficiente de elasticidad equivalente del respirador de silicona	0,68	N/mm

Fuerza de aplicación del resucitador:

$$F=C*d$$

Dónde:

- F = Fuerza mecánica (N)
- C = Coeficiente de elasticidad equivalente (N/mm)
- d = Deformación del resucitador (mm)

$$F=78,2 N$$

Rango de velocidades de aplicación (respiraciones por minuto “BPM”)

- Adulto: 12-15 bpm.
- Niño: 14-20 bpm.
- Infantes: 35-40 bpm.

Potencia requerida

$$Pot.mec.=F*D*w$$

Dónde:

- Pot. Mec.: potencia mecánica (watt).
- F: Fuerza aplicada (78,2N).
- D: Distancia de aplicación al eje (0,13 m).
- w: velocidad angular (4,188 rad).

$$Pot.mec.=42,6 \text{ watt}$$

- Potencia requerida en un motor

$$Pot.=Pot.mec.\eta$$

Dónde:

- η = Rendimiento incluyendo pérdidas mecánicas (71 %)

$$Pot.=60 \text{ watt}$$

- Cálculo de la reducción de velocidad por tornillo sin-fin

Cálculo de la rueda:

Tabla 10

Cálculo de la rueda

Designación	Simbología	Valor	unidad de medida
Paso	P	6,25	mm
Angulo de las caras	x	0	rad
Numero de dientes	N	130	Und.
Altura de la cabeza del diente	L	12	mm
Espesor del diente	e	12	mm
Espacio entre dientes	c	0	mm
Modulo	M	1,98943214	adimensional
Diámetro exterior	DE	262,605042	mm
Diámetro primitivo	DP	258,626178	mm
Diámetro mayor y sobre aristas filete simple y doble	D1	265,589417	mm
Diámetro mayor y sobre aristas filete triple y cuádruple	D1	264,594417	mm
Ancho de la rueda para filete simple y doble	A	20,875	mm
Ancho de la rueda para filete triple o cuádruple	A	18,4375	mm
Concavidad periférica	R	12,5105679	mm
Radio de la cabeza	r	1,5625	mm
Distancia entre ejes de la rueda y sin fin	E	143,813089	mm

Tabla 11

Cálculo de tornillo sin-fin

Designación	Simbología	Valor	Unidad de medida
Paso	p	6,25	Adimensional
Angulo en el flanco del filete	β	0,34906667	rad
Numero de filetes o entradas	n	1	Und.
Angulo de inclinación del filete o de la hélice	α	0,0684938	Rad
Angulo total entre flancos	δ	0	Rad
Modulo	M	1,98943214	Adimensional
Tg (alfa)	tg(α)	0,06860111	Rad
Diámetro primitivo	dp	29	mm
Diámetro exterior	de	32,9788643	mm
Diámetro al fondo del hilo	d	24,3566654	mm
Altura total del filete	h	4,31109944	mm
Altura de la cabeza del filete	L	1,98943214	mm
Altura del pie de filete	l	2,3216673	mm
Espesor del filete	e	3,125	mm
Espacio entre filetes	c	3,125	mm
Ancho en el fondo del filete y ancho de la punta de la cuchilla para roscar	T	7,25521032	mm
Longitud de la parte roscada	LR	44,375	mm
Extremos sin rosca	F	6,25	mm
Radio en la cabeza del filete	R	0,3125	mm

3.5.4 Optimización topológica del brazo

La optimización topológica se realizó en el brazo al ser un componente que requería rigidez, resistencia y sobre todo debió estar acorde al lugar de

instalación, todo fue instalado con tornillos y con espesores grandes teniendo pesos elevados y al momento de realizar las simulaciones siempre llegaron a la falla estática y por fatiga presentando alta deformación.

Figura 34

Ensamblaje del modelo base (prototipo 1)



La modificación por optimización topológica como se observa fue considerando la instalación del nuevo cuerpo, la resistencia y la rigidez con la que funcionará el nuevo elemento obteniendo una geometría más rígida resistente y menos deformable con una apariencia ramificada.

Figura 35

Modelo optimizado topológicamente

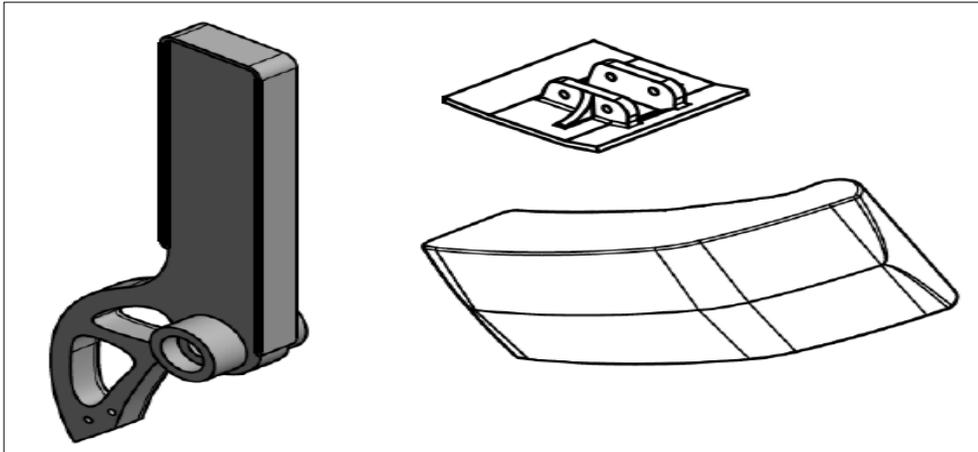


Figura 36

Comparación de los brazos, (izq.) modelo base, (der.) modelo optimizado topológicamente



- Modificación del brazo de accionamiento

El primer brazo de accionamiento fue para uso manual, sin embargo, se necesitaba mucha fuerza para presionar el resucitador manual, lo cual ocasionaba muchas fallas en el sistema con respecto a las deformaciones y la resistencia de los componentes.

Viendo este comportamiento se optó por realizar una modificación en la pieza motriz tomándose como solución un disco rígido que estará unido a la rueda dentada que transmitirá la potencia del motor hacia el brazo en L modificado anteriormente mediante una corrediza.

Figura 37

Despiece del nuevo brazo de accionamiento

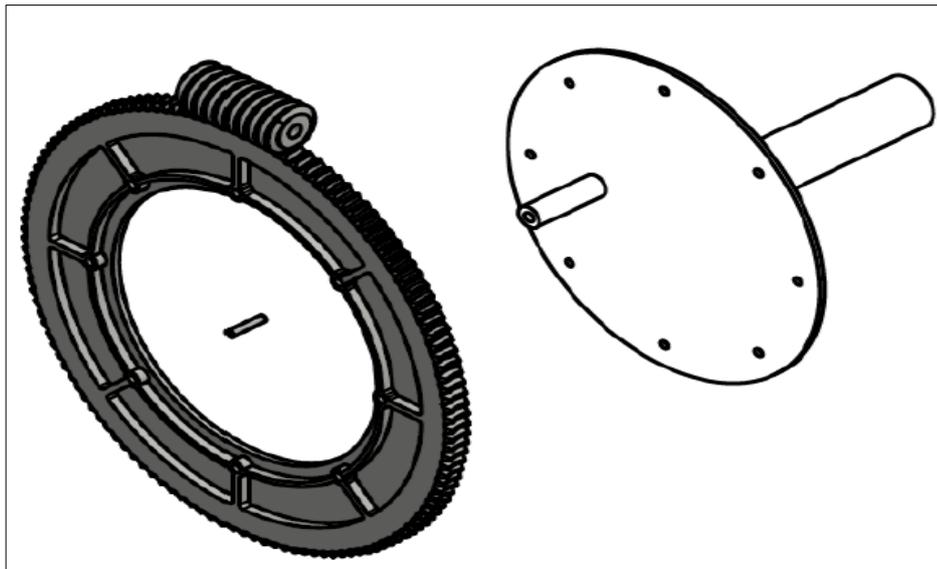


Figura 38

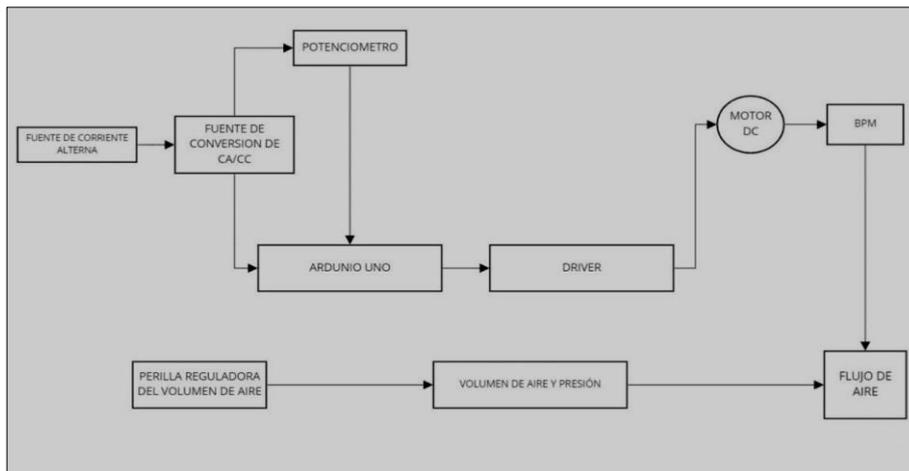
FIG. Ensamble del mecanismo con el motor (fuente propia)



- Sistema Eléctrico Electrónico.

Figura 39

Diagrama de bloques del sistema



En este diagrama se ve la selección de los elementos que intervienen en el sistema eléctrico electrónico, en el cabezal del respirador está instalado el comando que contiene los interruptores de prendido y apagado con su led respectivo y el potenciómetro.

La memoria del cálculo es del potenciómetro que está trabajando como divisor de tensión para ingresar a la entrada analógica de la placa Arduino UNO, pino Ao; y proveer las salidas de PWM – Modulación por ancho de pulso a partir de la señal de tensión analógica V_{sal} definida por el potenciómetro.

El Valor total del potenciómetro es las resistencias R_1 y R_2 , la tensión V_1 es la tensión continua de +5V, tensión de salida de la placa del Arduino UNO y la tensión de salida V_{sal} se obtiene de la siguiente forma:

Figura 40

Circuito del prototipo

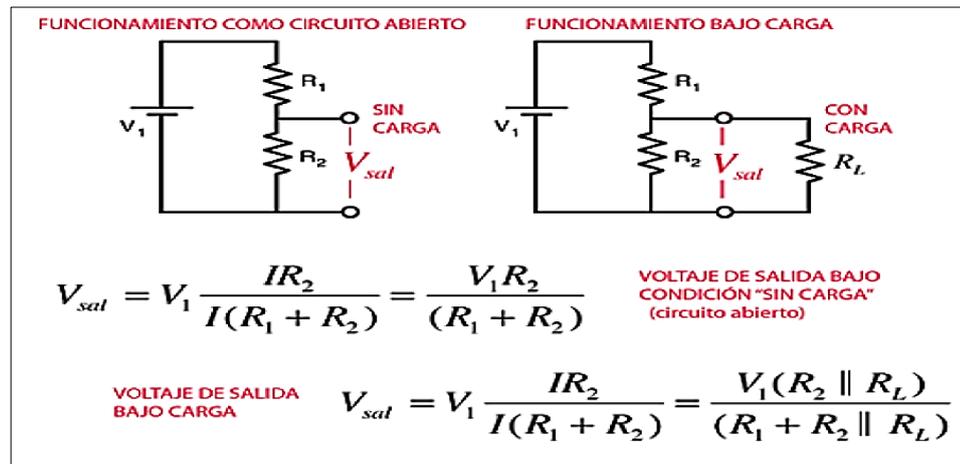


Figura 41

Foto del circuito del prototipo



Configuración del Arduino vía programa de carga y de conexiones electrónicas.

//Programa principal de funcionamiento de un motor con potenciómetro y de apagado o encendido.

```
int estado = 0;

int POT = 0;

void setup ()

{

pinMode(2, INPUT);
```



```
for (int j=4;j<=9;j++){  
  
pinMode(j,1);  
  
}  
  
digitalWrite(4,0);  
  
digitalWrite(7,0);  
  
digitalWrite(8,0);  
  
digitalWrite(9,0);  
  
}  
  
void loop ()  
  
{  
  
estado=LOW  
  
estado=digitalRead(2);  
  
while(estados==HIGH){  
  
{  
  
digitalWrite(7,1);  
  
digitalWrite(8,0);  
  
//Motor A Velocidad entre 0 y 1225.  
  
analogWrite(5,analogRead(POT));  
  
}  
  
else{  
  
digitalWrite(7,0);  
  
digitalWrite(8,0);  
  
//Motor A Velocidad entre 0 y 1225.
```

```
analogWrite(5,analogRead(POT));  
  
}  
  
}  
  
if(estado==HIGH) {  
  
digitalWrite(7,1);  
  
digitalWrite(8,0);  
  
//Motor A Velocidad entre 0 y 1225.  
  
analogWrite(5,analogRead(POT));  
  
}  
  
else{  
  
digitalWrite(7,0);  
  
digitalWrite(8,0);  
  
//Motor A Velocidad entre 0 y 1225.  
  
analogWrite(5,analogRead(POT));  
  
}  
  
estado=LOW;  
  
}
```

El programa establece en pin de entrada (2) a través de los comandos del Arduino, lee la entrada en el pin de entrada y devuelve un 1 o 0.

El código de programación para la automatización del ventilador de emergencia utiliza algunas funciones Arduino integradas que se listan a seguir con sus respectivas descripciones:

Figura 12

Funciones Arduino integradas

Funciones Arduino integradas	
Configuración de pin	
pinMode (PIN_NUMBER, INPUT / OUTPUT)	Establece el pin en la ubicación PIN_NUMBER para que sea INPUT o OUTPUT
pinMode (PIN_NUMBER, INPUT PULLUP)	Establece el pin en la ubicación PIN_NUMBER para que sea una entrada utilizando la resistencia pull-up incorporada de la placa Arduino
digitalRead (PIN_NUMBER)	Lee la entrada en PIN_NUMBER y devuelve un 1 o 0 (ALTO o BAJO)
digitalWrite (PIN_NUMBER, VALUE)	Escribe un valor de 1 o 0 (ALTO o BAJO) en el pin digital PIN_NUMBER
analogRead (PIN_NUMBER)	Lee el pin analógico PIN_NUMBER y devuelve un número entero entre 0 y 1023
analogWrite (PIN_NUMBER, VALUE)	Emula la salida analógica VALUE usando PWM en PIN_NUMBER (nota: solo disponible en los pines 3, 5, 6, 9, 10 y 11)
analogReference (DEFAULT)	Utilice el voltaje de referencia predeterminado (5 V o 3,3 V según el voltaje de la placa)
analogReference (INTERNAL)	Utilice un voltaje de referencia interno (1.1v para ATmega168 / 328p, 2.56 para ATmega 32U4 / 8)
analogReference (EXTERNO)	Use un voltaje aplicado al pin AREF como referencia de voltaje (nota: 0-5V solamente)

El programa en referencia a través de la función analogWrite(AWF) – escribe un valor analógico (onda PWM) al pin especificado en la frecuencia de 500 Hz, utilizando la lectura del Potenciómetro (tensión del divisor de tensión) analogWrite(5,analogRead(POT)). Esta función PWM controlará la velocidad del motor. Externamente esto es verificable a través de la perilla de control de niveles de 1 a 10 del Sistema del prototipo de ventilador mecánico.

Figura 42

Corriente consumida en el punto crítico, por el motor en funcionamiento sin AMBU

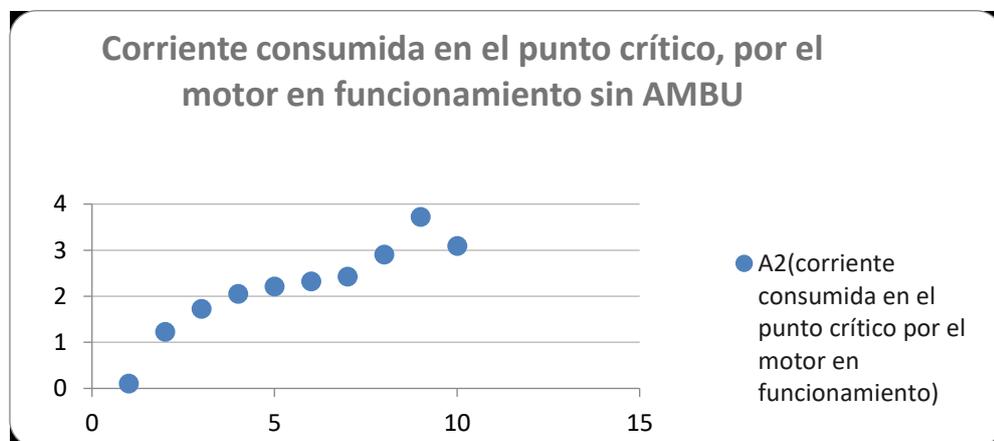


Figura 43

Corriente consumida en el punto crítico, por el motor en funcionamiento con AMBU

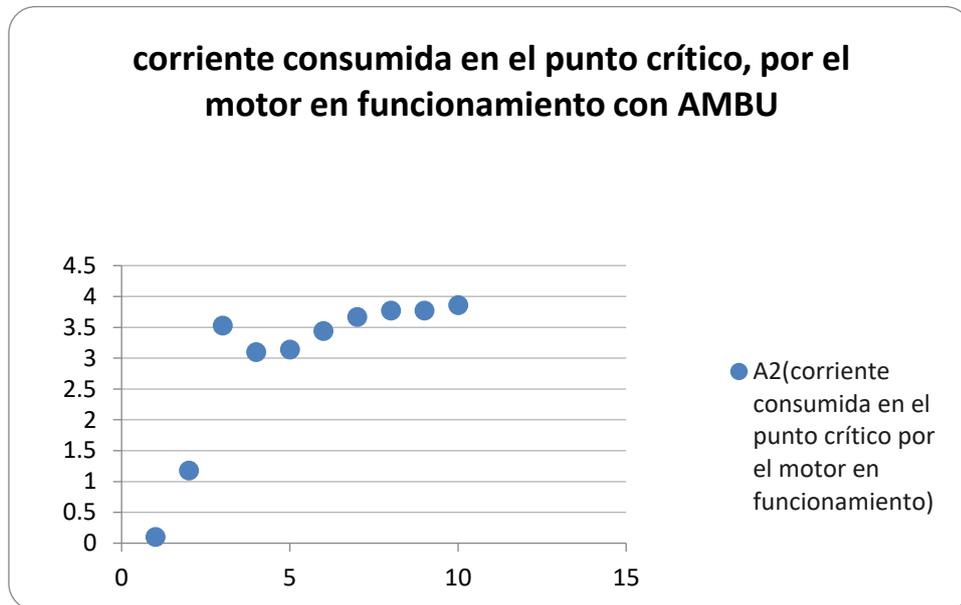


Figura 44

Bpm sin AMBU

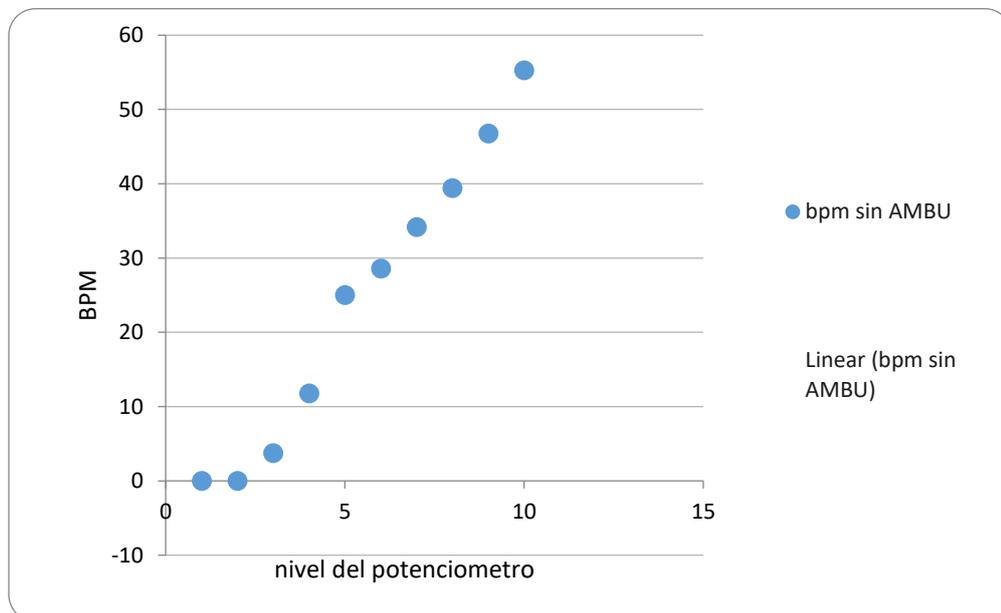


Figura 45

Bpm con AMBU

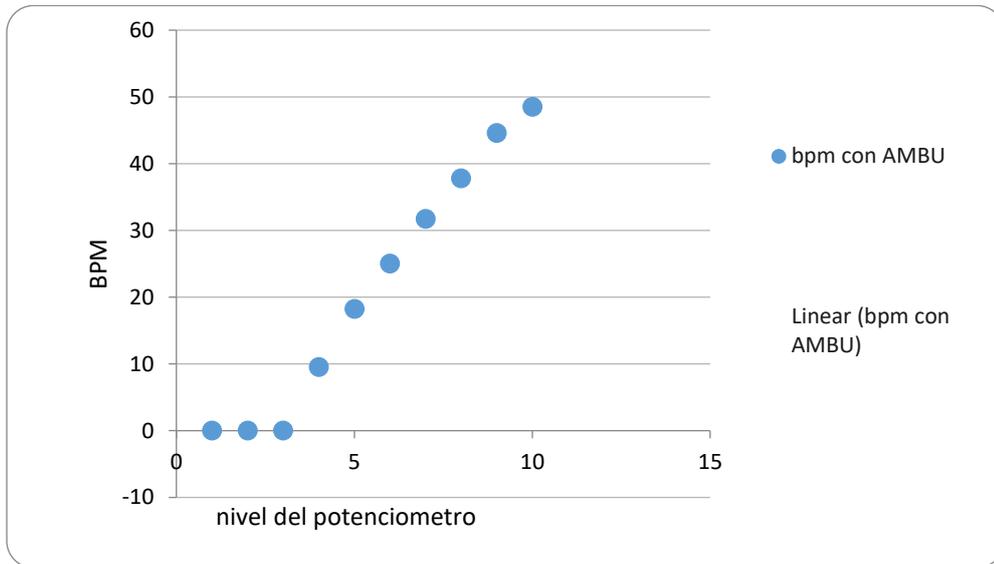


Figura 46

Corriente consumida en el punto crítico por el motor en funcionamiento

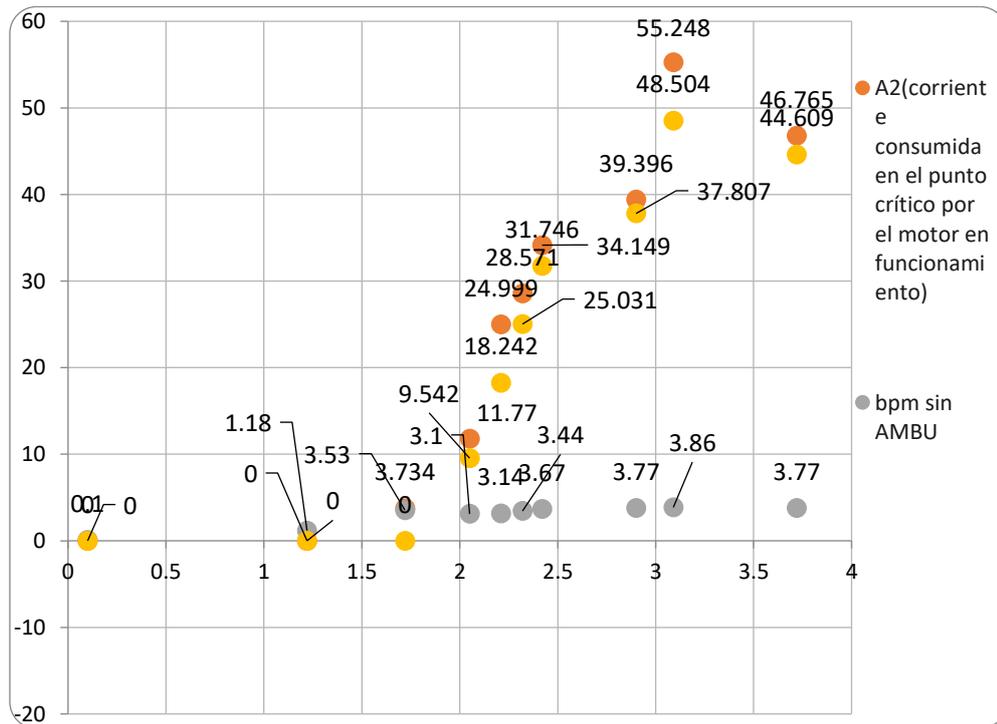
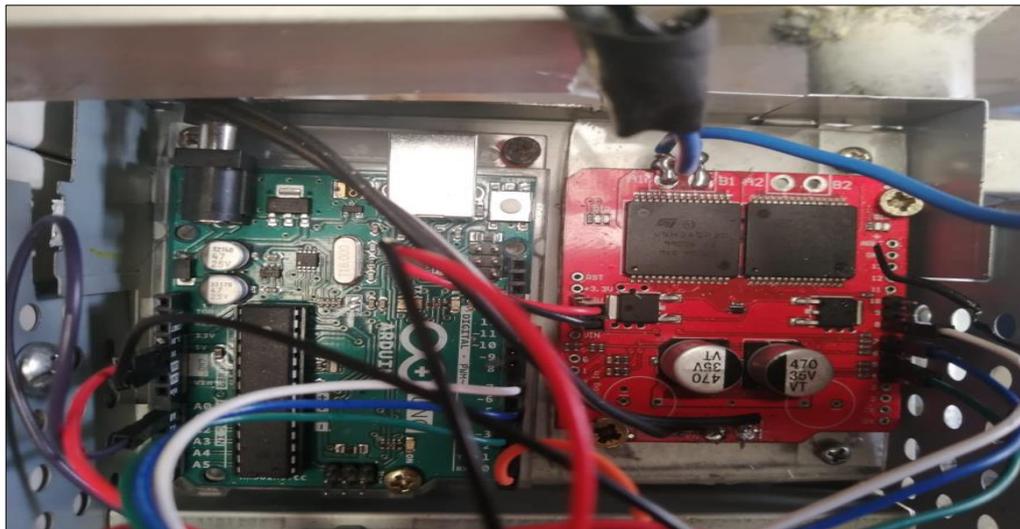


Figura 47

Foto del Arduino



- Diagrama Sistema de Control

En el diagrama electrónico se ve las conexiones de todo el Sistema de Control. Se identifica la tarjeta Arduino UNO de color azul, dispositivo que implementa el PWM para el control de velocidad del motor; la señal de salida PWM alimenta la tarjeta accionadora – driver full bridge – puente completa que está conectada al motor del sistema. Así mismo se ve el divisor de tensión implementado con el potenciómetro de 2.2 k Ω y las mallas de LED con resistencias limitadoras de corriente para el encendido del sistema y para el control vía pulsador ON/OFF del flujo.

Se realizaron las pruebas de funcionamiento y se midieron los siguientes parámetros: ELECTRICOS Y ELECTRONICOS: Tensión de control VS frecuencia respiratoria del VENTILADOR con carga (AMBU) y Tensión de control VS frecuencia respiratoria del VENTILADOR sin carga (AMBU). Corriente de consumo con carga – AMBU, y corriente de consumo sin carga – AMBU.

Figura 48

Diagrama de sistema de control

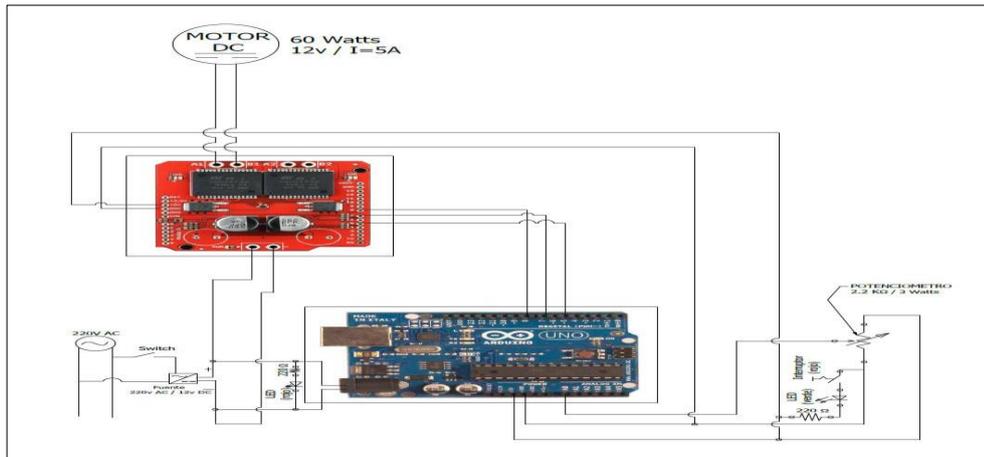


Figura 49

Corriente del motor en funcionamiento con AMBU

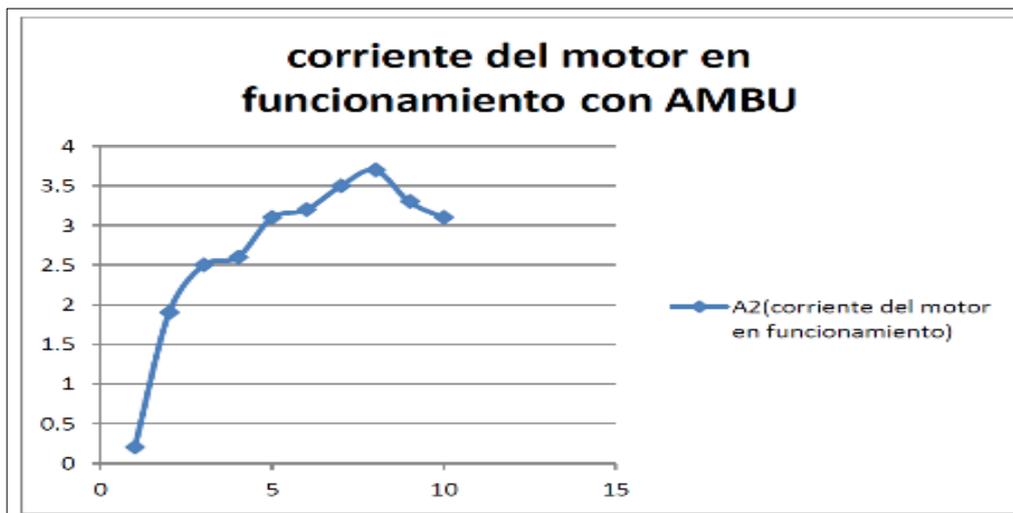
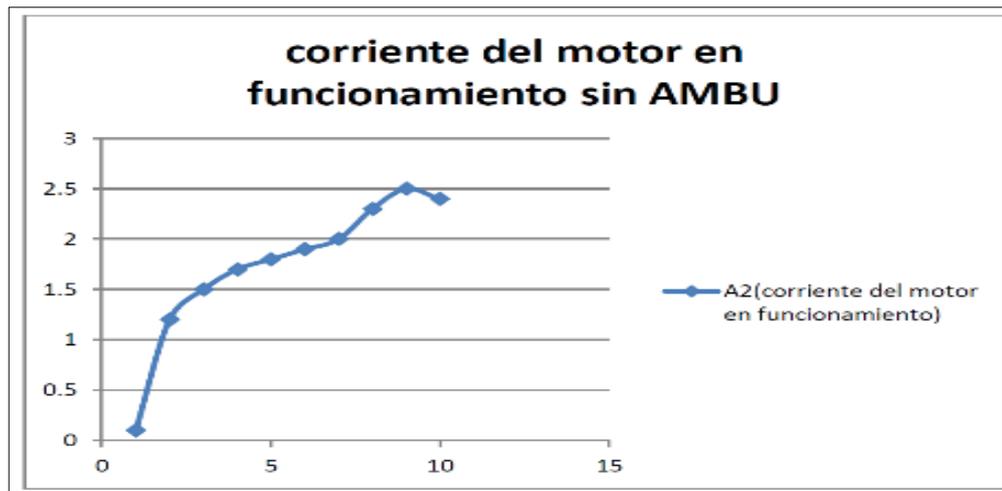


Figura 50

Corriente del motor en funcionamiento sin AMBU



Gramf.4 – I vs Nivel potenciómetro con Ambu Gramf.5 – I vs Nivel potenciómetro sin Ambu, selección y ensamblaje biomecánico.

- Cálculo inspiración vs espiración

La relación de inspiración vs espiración está en relación al recorrido angular realizando cada proceso de inspiración con respecto al de espiración, dados en la siguiente relación:

$$R=IE$$

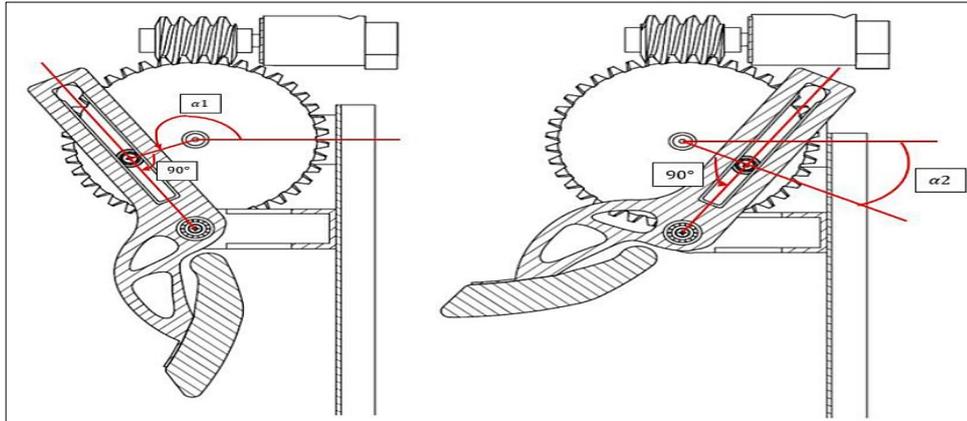
Dónde:

- R = Relación entre la inspiración y espiración (cte. Adimensional).
- I = Angulo del proceso de inspiración (°).
- E= Angulo del proceso de espiración (°).
- Angulo del proceso de inspiración:

Los valores que toma el ángulo de inspiración son los ángulos que se presentan en los siguientes gráficos.

Figura 51

Gráfico de puntos máximos y mínimos del brazo en rotación



$$\theta_i = \alpha_1 + \alpha_2$$

Dónde:

- Θ_i = Angulo de inspiración (°)
- α_1 = Angulo en sentido antihorario al eje horizontal (°)
- α_2 = Angulo en sentido horario al eje horizontal (°)

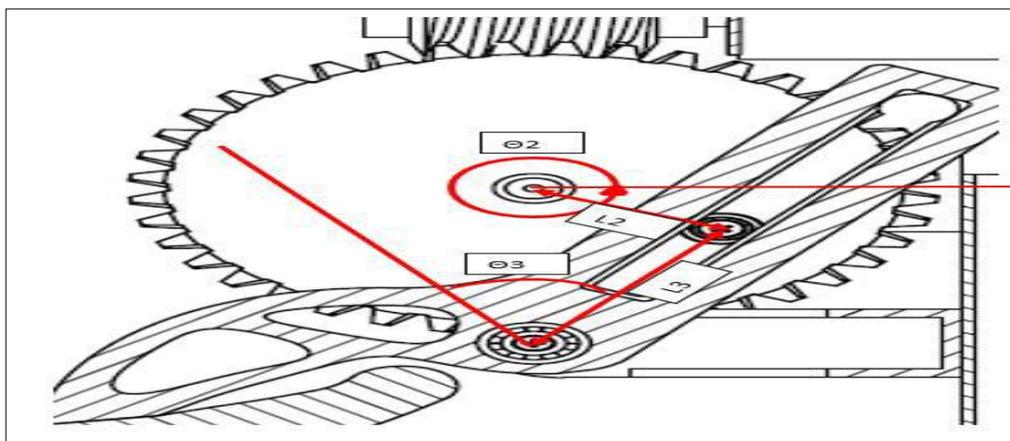
Por lo cual:

$$\theta_e = 360 - \theta_i$$

El ángulo de trabajo del brazo representado por (θ_3) está dado por:

Figura 52

El ángulo de trabajo del brazo representado por (θ_3)



$$\theta_3 = \sin^{-1}\left(\frac{L_2 * \sin(\theta_2)}{L_3}\right)$$

Dónde:

- Θ_3 = Angulo del Brazo ($^{\circ}$).
- L_2 = longitud de la manivela (cm).
- θ_2 = Angulo de giro de la manivela (0° - 360°).
- L_3 = Longitud del centro de giro del Brazo a la corredera (cm).
- Cálculo de posición

$$R_1 + R_2 - R_4 = 0$$

$$Z_1 e^{j\theta_1} + Z_2 e^{j\theta_2} - Z_4 e^{j\theta_4} = 0$$

$$Z_1(\cos\theta_1 + j\sin\theta_1) + Z_2(\cos\theta_2 + j\sin\theta_2) = Z_4(\cos\theta_4 + j\sin\theta_4)$$

$$Z_4 = \sqrt{(Z_1)^2 + (Z_2)^2 - 2 * Z_1 * Z_2 * \cos(270 - \theta_2)}$$

- Cálculo de velocidad

Real:

$$\frac{d}{dt}[Z_1 * \cos(\theta_1) + Z_2 * \cos(\theta_2) - Z_4 * \cos(\theta_4) = 0]$$

Imaginario:

$$\frac{d}{dt}[Z_1 * \sin(\theta_1) + Z_2 * \sin(\theta_2) - Z_4 * \sin(\theta_4) = 0]$$

$$-Z_2 * \sin(\theta_2) * \theta_2' - Z_4' * \cos(\theta_4) + Z_4 * \sin(\theta_4) * \theta_4' = 0$$

- Cálculo de aceleración

Real:

$$\frac{d}{dt}[-Z_2 * \sin(\theta_2) * \theta_2' - Z_4' * \cos(\theta_4) + Z_4 * \sin(\theta_4) * \theta_4' = 0]$$

$$-Z_2 \cos(\theta_2) \theta_2'^2 - Z_2 \sin(\theta_2) \theta_2'' - Z_4'' \cos(\theta_4) + 2Z_4' \sin(\theta_4) \theta_4' + Z_4 \cos(\theta_4) \theta_4'^2 + Z_4 \sin(\theta_4) \theta_4'' = 0$$

- Imaginario:

$$\frac{d}{dt}[-Z2 * \sin(\theta 2) * \theta 2' - Z4' * \cos(\theta 4) + Z4 * \sin(\theta 4) * \theta 4' = 0]$$

$$-Z2 \text{sen}(\theta 2) \theta 2'^2 + Z2 \text{cos}(\theta 2) \theta 2'' - Z4'' \text{sen}(\theta 4) + 2Z4' \text{cos}(\theta 4) \theta 4' - Z4 \text{cos}(\theta 4) \theta 4'^2 - Z4 \text{cos}(\theta 4) \theta 4'' = 0$$

Figura 53

Variación del ángulo de trabajo del brazo vs ángulo de giro de la manivela



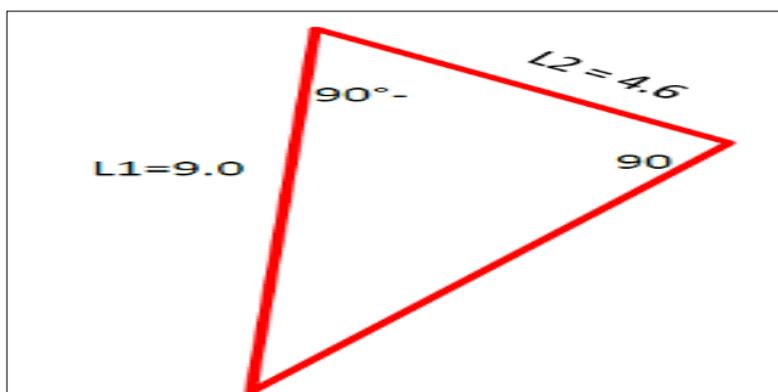
Para el cálculo del ángulo de inspiración y espiración se realiza aplicando la Ley de Senos para Triángulos Oblicuángulos, cuando el Brazo y la Manivela se encuentren de forma perpendicular (en el anterior gráfico se observa como los puntos máximos y mínimos de la curva) y teniendo una distancia de centros de 9.0 cm y para L3 con Pitágoras.

$$(L1/\sin(90))=(L3/\sin(90-\alpha 2))$$

$$L3= \sqrt{(L1)^2-(L2)^2}$$

Figura 54

Cálculo del ángulo



- Memoria de cálculo del volumen

El método por el cual se midió el volumen es el de inmersión de un volumen dentro de otro, para esta medición se realizó con un globo de aire ya que es flexible y puede mantener el aire por un prolongado tiempo y un recipiente con medidas en mililitros de agua (ml), el cual nos sirvió para medir el volumen producido del ciclo por cada distancia desplazada por el AMBU, la medida real es la resta del volumen final con el globo sumergido menos el volumen inicial antes de la inmersión del globo, descontando el volumen del globo sumergido.

Figura 55

Memoria de cálculo del volumen

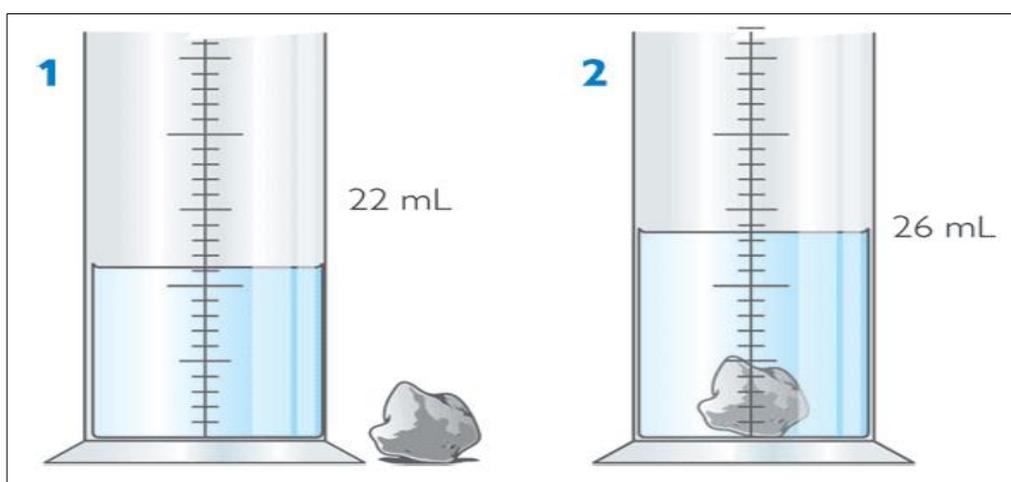


Figura 13

Datos memoria de cálculo del volumen

Distancia desplazada por el AMBU	Volumen de aire generado (ml)
0	500
0.5	560
1	600
1.5	650
2	720
2.5	810

El volumen desplazado es directamente proporcional a la distancia desplazada por el AMBU, haciendo variar de esta forma el flujo por cada ciclo bombeado por el AMBU.

Figura 14

Volumen de aire desplazado

Nivel de avance de la plataforma del AMBU	cantidad avanzada (cm)	Volumen de aire desplazado (ml)
0	0	500
1	0.5	560
2	1	600
3	1.5	650
4	2	720
5	2.5	810

Figura 56

Volumen de aire desplazado (ml) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU

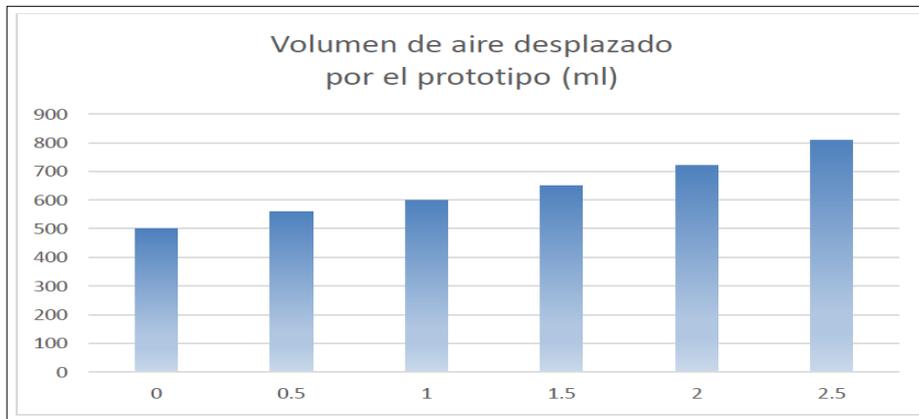


Figura 57

Volumen de aire desplazado (ml) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU

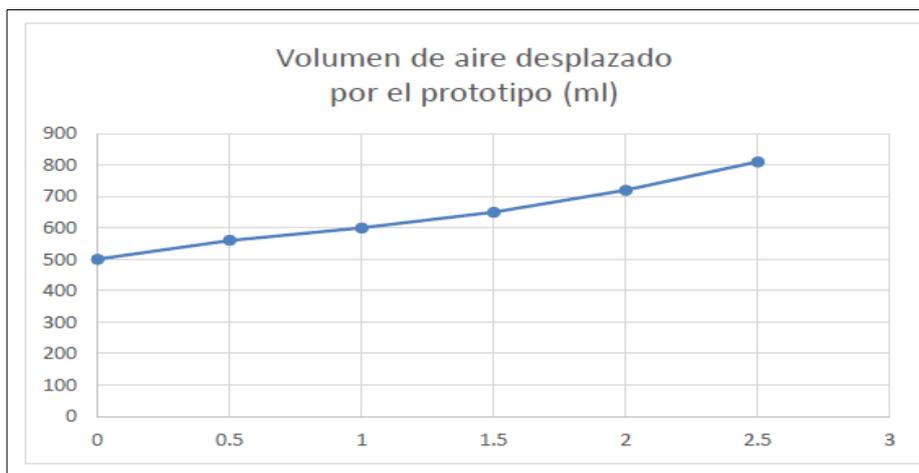


Figura 58

Presión manométrica (cm-H₂O) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU

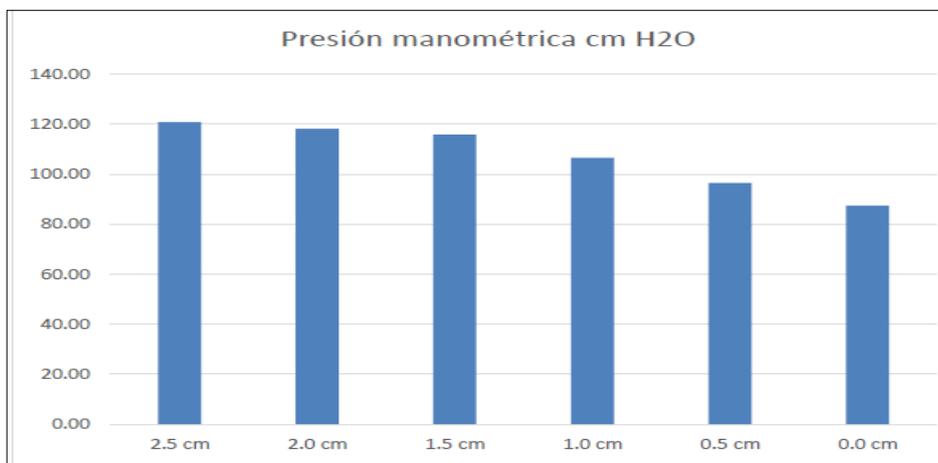


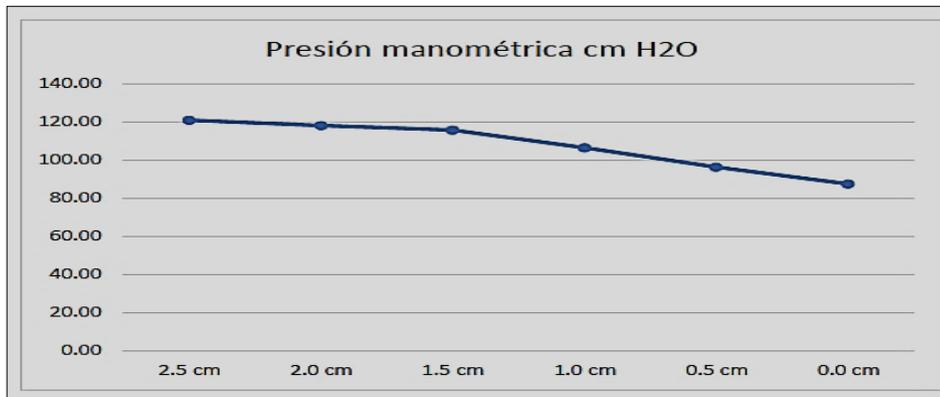
Tabla 15

Presión manométrica (cm-H₂O) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU

Distancia de desplazamiento de la base del AMBU cm	Variación de la altura de atm (AP_AMBU) m	variación de altura P Atm (AP_atm) m	Peso específico del aire y aire N/m ³	Presión manométrica N/m ³	Presión manométrica Pa (Pascuales)	Presión manométrica cm H ₂ O
2,5 cm	1,792	1,21	9810	11,772	11849,01	120,83
2,0 cm	1,757	1,183	9810	11,772	11587,82	118,16
1,5 cm	1,735	1,159	9810	11,772	11352,63	115,77
1,0 cm	1,653	1,067	9810	11,772	10444,54	106,51
0,5 cm	1,567	0,965	9810	11,772	9448,21	96,35
0,0 cm	1,487	0,877	9810	11,772	8582,6	87,52

Figura 59

Presión manométrica (cm-H₂O) vs distancia de desplazamiento de la base del AMBU



CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 Resultados

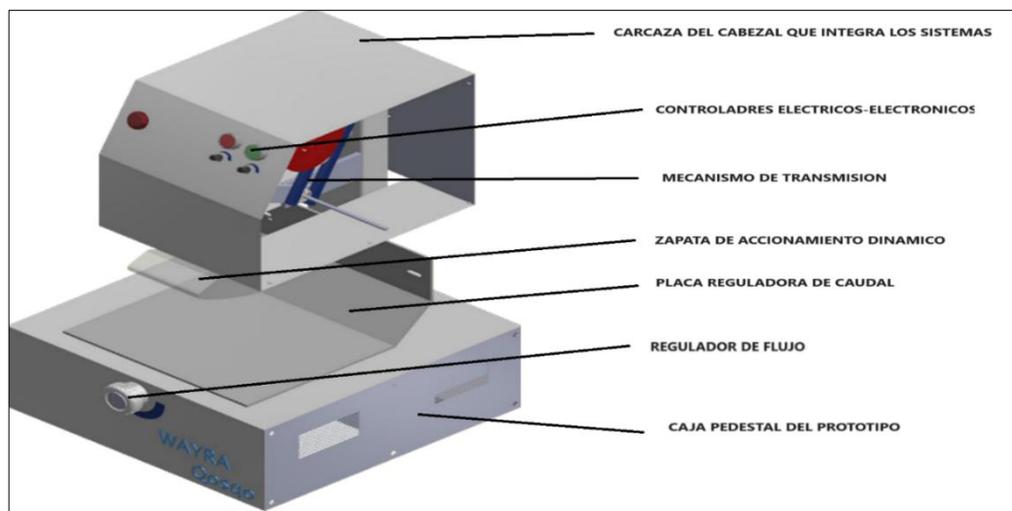
4.1.1 Determinar los elementos de un respirador mecánico artificial no invasivo

Se determino utilizando el VDI.

Los elementos que los constituye se presentan en los planos a detalle.

Figura 60

Elementos del respirador mecánico



4.1.2 Simulación de los mecanismos

Simulación

Figura 61

Cargas y restricciones del modelo base.



Figura 62

Deformación del modelo base.

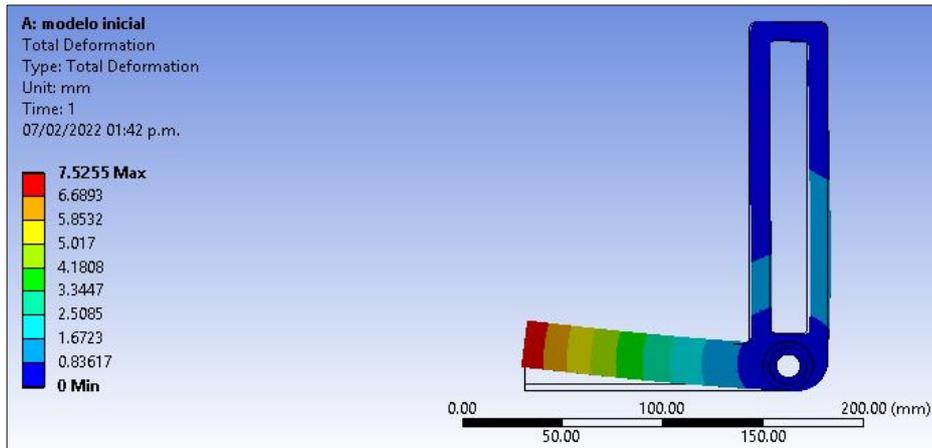


Figura 63

Tensión de VON MISES del modelo base.

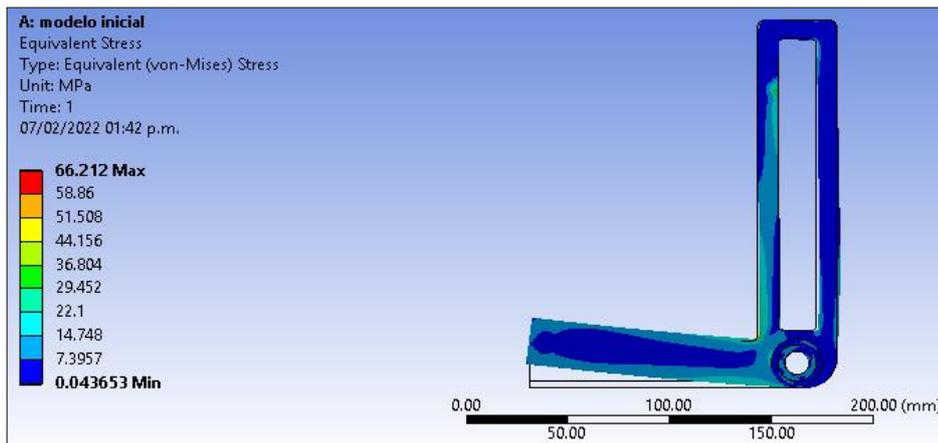


Figura 64

Factor de seguridad estática del esfuerzo máximo

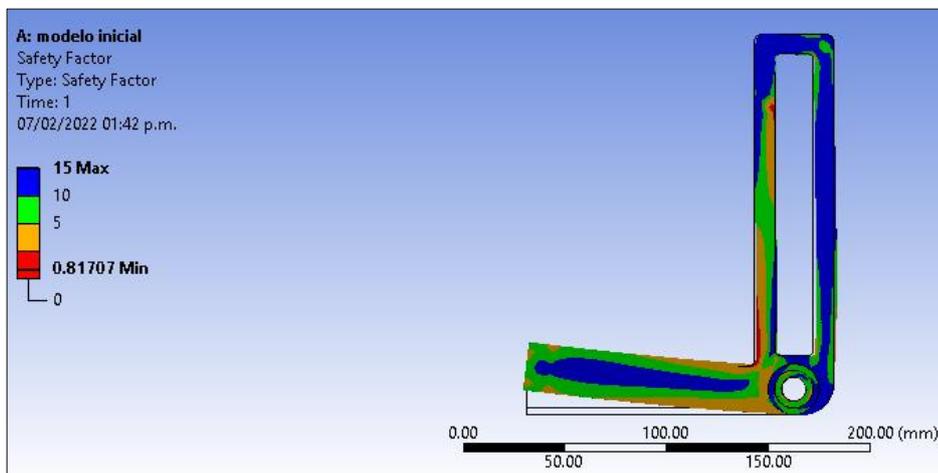


Figura 65

Cargas y restricciones del modelo optimizado

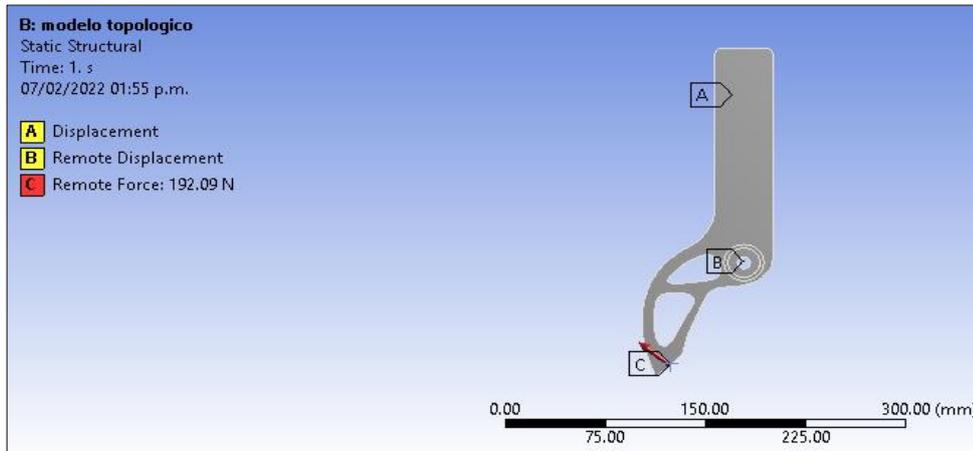


Figura 66

Deformación estática

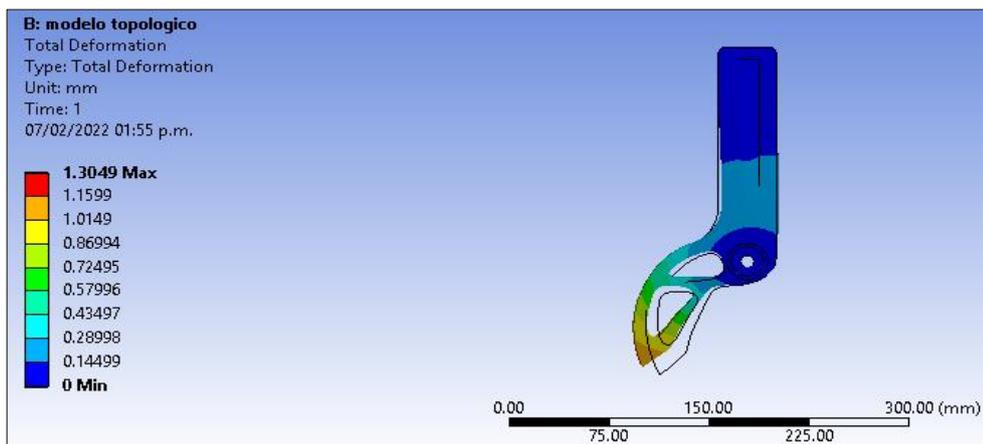


Figura 67

Tensión de VON MISES del modelo optimizado

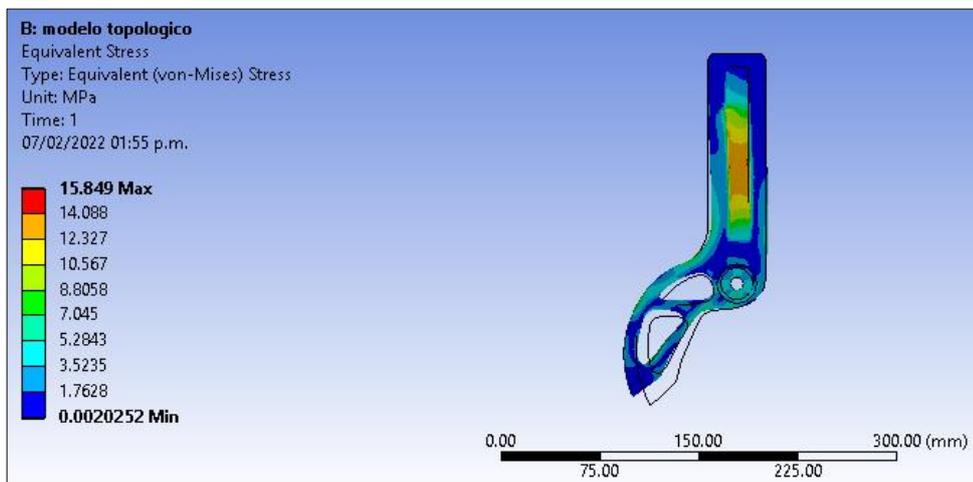
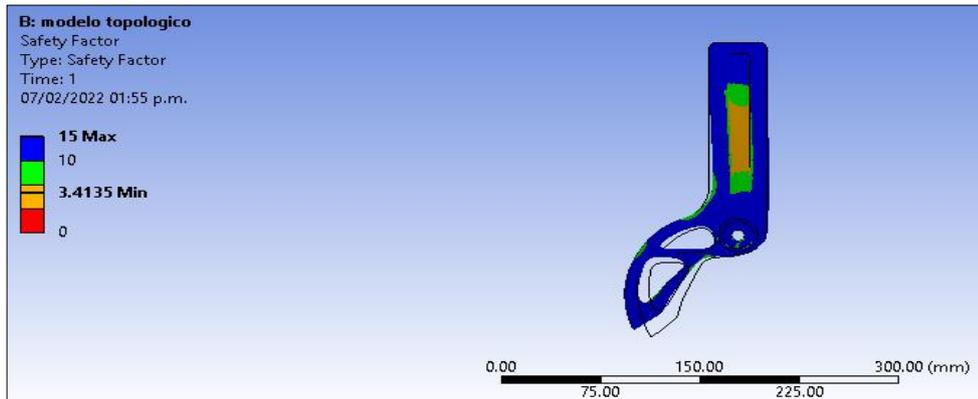


Figura 68

Factor de seguridad estática del esfuerzo máximo del modelo optimizado



4.1.3 Parametrización del sistema entorno al sistema respiratorio

Tabla 16

Datos con AMBU

con AMBU						
R	V1 (voltaje de entrada)	A1 (corriente de entrada)	V2 (voltaje de salida de la fuente 22v.12v)	V3 (voltaje de entrada del motor en funcionamiento)	A2 (corriente consumida en el punto crítico del motor de funcionamiento)	bpm con AMBU
1	229,30,8		12,16	0,106	0,1	0
2	2290,12		12,16	1,62	1,5	0
3	2290,18		12,16	2,306	2,4	0
4	2290,26		12,16	3,76	2,5	9,2
5	2290,32		12,16	5,36	2,9	18,46
6	2290,38		12,16	6,7	3,2	25,1
7	2290,44		12,16	8,02	3,3	31,62
8	2290,5		12,16	9,42	2,9	37,96
9	2290,55		12,16	10,55	3,2	45,1
10	2290,56		12,16	11,36	3,1	48,2

Figura 69

Datos normalizados del AMBU

Resucitadores		B LIFE (silicona)		
Item		Adulto	Pediatrico	Infante
Resucitador Silicona		Silicona	Silicona	Caucho
Válvula diafragma		Silicona	Silicona	Silicona
Bolsa Reservorio		PVC	PVC	PVC
Válvula Spring de sobrepresion		Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable
Válvula Non- rebreathing		Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato
Valvula de succion		Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato
Valvula Reservorio		Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato
Valvula de sobre-presión		Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato
Vol Nominal (ml)	Resucit.	1600 ml	500 ml	280 ml
	Reservorio	2500 ml	2500 ml	600 ml
Espacio muerto		7 ml	7 ml	7 ml
Resistencia a la Expiración		2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O
Resistencia a la Inspiración		3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O
Válvula de sobre-presion		40 mbar	40 mbar	40 mbar
		+/- 5 mbar	+/- 5 mbar	+/- 5 mbar
Empaque		No estéril	No estéril	No estéril
Volumen máximo		900 ml	250 ml	130 ml
Ciclo Máximo		45 bpm	100 bpm	95 bpm
Salida posterior		138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O
Salida delantera		138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O

Figura 70

Gráfico con datos en el laboratorio

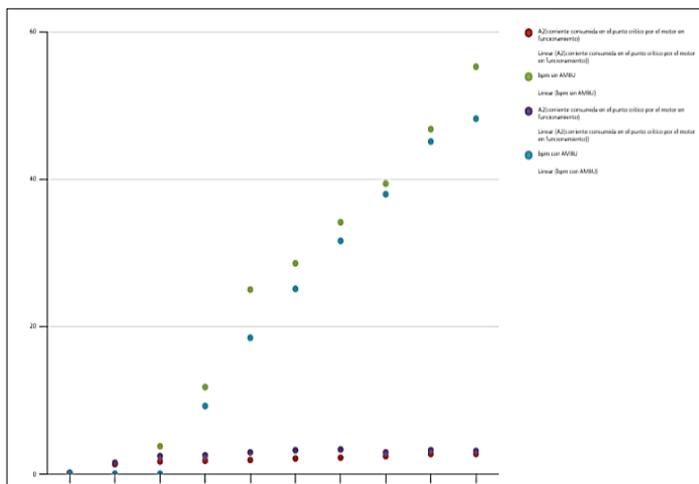


Figura 71

SIMULACION DE Fin de la carrera (máximo flujo)

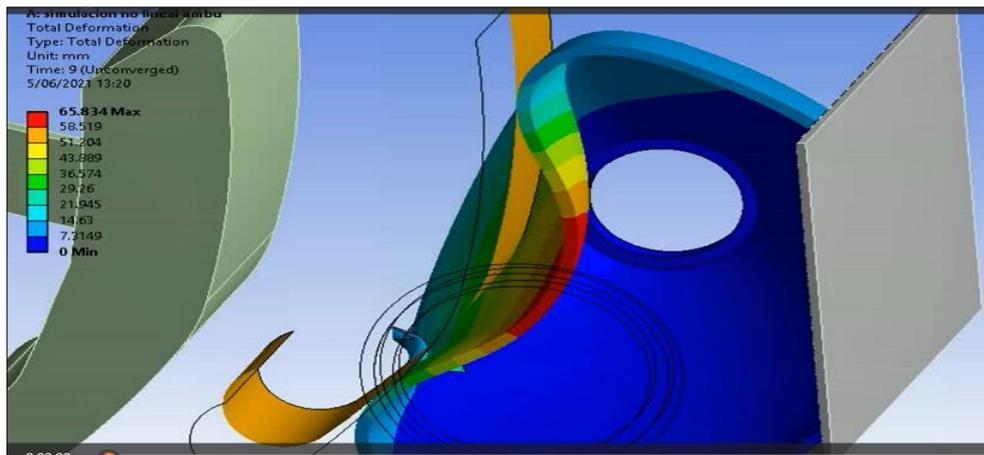


Figura 72

Inicio de la carrera (no hay flujo)

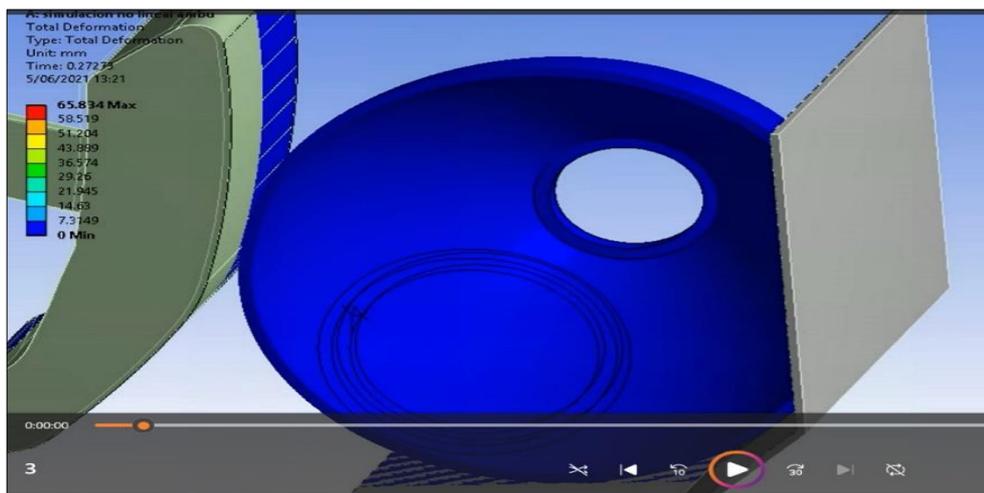
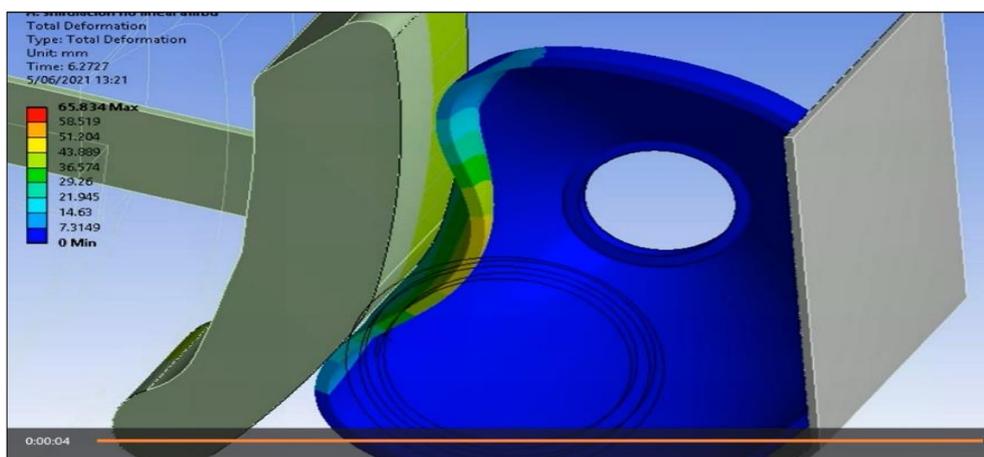


Figura 73

Carrera intermedia (flujo intermedio)



4.1.4 Validación de los datos por el método experimental estadístico anova

Hallar el análisis de anova de los parámetros cuantitativos de un control de datos estadísticos que indican la población o cantidad de muestras como datos independientes

Los grupos independientes son las tres mediciones en distintos tiempos de medición

Los dos ejercicios se dan donde las hipótesis son:

- **Ho** “las medidas de las distribuciones de la variable en todos y cada uno de los grupos independientes son iguales”
- **Ha** “alguna de las medias de las distribuciones de la variable cuantitativa en todos y cada uno de los grupos independientes es diferente” ver si cumple la normalidad en la distribución los siguientes datos mostrados:

Tabla 17

<i>Analizar el flujo BPM y el consumo eléctrico mA</i>					
Analizas el flujo Bpm			Analizar el consumo eléctrico mA		
FLUJO 1	FLUJO 2	FLUJO 3	C1	C2	C3
0	0	0	0.1	0.2	0.1
0	0	0	1.5	1.9	1.22
0	3.82	0	2.4	2.5	1.72
9.2	11.5	9.542	2.5	2.6	2.05
18.46	19.4	18.242	2.9	3.1	2.21
25.1	26.3	25.031	3.2	3.2	2.32
31.62	31.1	31.746	3.3	3.5	2.42
37.96	38.04	37.807	2.9	3.7	2.9
45.1	44.56	44.609	3.2	3.3	3.72
48.2	49.1	48.504	3.1	3.1	3.09

Figura 74

Análisis de BPM

EL ANALISIS DE BPM			
FLUJO 1	FLUJO 2	FLUJO 3	
0	0	0	
0	0	0	
0	3.82	0	
9.2	11.5	9.542	
18.46	19.4	18.242	
25.1	26.3	25.031	
31.62	32.1	31.746	
37.96	38.04	37.807	
45.1	44.56	44.609	
48.2	49.1	48.504	
PROMEDIO TOTAL = 21.8647			

Análisis de varianza de un factor				
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza
FLUJO 1	10	215.64	21.564	355.933
FLUJO 2	10	224.82	22.482	337.149
FLUJO 3	10	215.481	21.5481	354.105

$SCT: \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^k (x_{ijk} - \bar{x})^2 = (0 - 21.8647)^2 + (0 - 21.8647)^2 + \dots + (48.504 - 21.8647)^2 = 9430.401968$
 $SCF \sum_{i=1}^n n_j (\bar{x}_i - \bar{x})^2 = 10 \cdot (21.564 - 21.8647)^2 + 10 \cdot (22.564 - 21.8647)^2 + 10 \cdot (21.5481 - 21.8647)^2 = 5.7171534$
 $SCR: \sum_{i=1}^n \sum_{j=1}^k (x_{ijk} - \bar{x}_i)^2 = (0 - 21.8647)^2 + \dots + (0 - 22.482)^2 + \dots + (0 - 21.5481)^2 \dots (48.504 - 21.5481)^2 = 9424.684815$

Análisis de varianza						
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F
Entre grupos	5.7171534	2	2.8585767	0.0081893	0.991846604	3.354130829
Dentro de los grupos	9424.684815	27	349.0624006			
Total	9430.401968	29				

Tabla 18

Valores críticos de Fisher

Tabla de valores críticos de FISHER

F_(0.05)

		Numerator degrees of freedom (V1)																				
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	
Denominator degrees of freedom (V2)	1	161.45	199.50	215.71	224.58	230.16	233.99	236.77	238.88	240.54	241.83	242.98	243.91	244.69	245.36	245.95	246.46	246.92	247.32	247.69	248.01	
	2	18.51	19.00	19.16	19.25	19.30	19.33	19.35	19.37	19.38	19.40	19.40	19.41	19.42	19.42	19.43	19.43	19.44	19.44	19.44	19.44	19.45
	3	10.13	9.55	9.28	9.12	9.01	8.94	8.89	8.85	8.81	8.79	8.76	8.74	8.73	8.71	8.70	8.69	8.68	8.67	8.67	8.67	8.66
	4	7.71	6.94	6.59	6.39	6.26	6.16	6.09	6.04	6.00	5.96	5.94	5.91	5.89	5.87	5.86	5.84	5.83	5.82	5.81	5.81	5.80
	5	6.61	5.79	5.41	5.19	5.05	4.95	4.88	4.82	4.77	4.74	4.70	4.68	4.66	4.64	4.62	4.60	4.59	4.58	4.57	4.56	4.56
	6	5.99	5.14	4.76	4.53	4.39	4.28	4.21	4.15	4.10	4.06	4.03	4.00	3.98	3.96	3.94	3.92	3.91	3.90	3.88	3.87	3.87
	7	5.59	4.74	4.35	4.12	3.97	3.87	3.79	3.73	3.68	3.64	3.60	3.57	3.55	3.53	3.51	3.49	3.48	3.47	3.46	3.44	3.44
	8	5.32	4.46	4.07	3.84	3.69	3.58	3.50	3.44	3.39	3.35	3.31	3.28	3.26	3.24	3.22	3.20	3.19	3.17	3.16	3.15	3.15
	9	5.12	4.26	3.86	3.63	3.48	3.37	3.29	3.23	3.18	3.14	3.10	3.07	3.05	3.03	3.01	2.99	2.97	2.96	2.95	2.94	2.94
	10	4.96	4.10	3.71	3.48	3.33	3.22	3.14	3.07	3.02	2.98	2.94	2.91	2.89	2.86	2.85	2.83	2.81	2.80	2.79	2.77	2.77
	11	4.84	3.98	3.59	3.36	3.20	3.09	3.01	2.95	2.90	2.85	2.82	2.79	2.76	2.74	2.72	2.70	2.69	2.67	2.66	2.65	2.65
	12	4.75	3.89	3.49	3.26	3.11	3.00	2.91	2.85	2.80	2.75	2.72	2.69	2.66	2.64	2.62	2.60	2.58	2.57	2.56	2.54	2.54
	13	4.67	3.81	3.41	3.18	3.03	2.92	2.83	2.77	2.71	2.67	2.63	2.60	2.58	2.55	2.53	2.51	2.50	2.48	2.47	2.46	2.46
	14	4.60	3.74	3.34	3.11	2.96	2.85	2.76	2.70	2.65	2.60	2.57	2.53	2.51	2.48	2.46	2.44	2.43	2.41	2.40	2.39	2.39
	15	4.54	3.68	3.29	3.06	2.90	2.79	2.71	2.64	2.59	2.54	2.51	2.48	2.45	2.42	2.40	2.38	2.37	2.35	2.34	2.33	2.33
	16	4.49	3.63	3.24	3.01	2.85	2.74	2.66	2.59	2.54	2.49	2.46	2.42	2.40	2.37	2.35	2.33	2.32	2.30	2.29	2.28	2.28
	17	4.45	3.59	3.20	2.96	2.81	2.70	2.61	2.55	2.49	2.45	2.41	2.38	2.35	2.33	2.31	2.29	2.27	2.26	2.24	2.23	2.23
	18	4.41	3.55	3.16	2.93	2.77	2.66	2.58	2.51	2.46	2.41	2.37	2.34	2.31	2.29	2.27	2.25	2.23	2.22	2.20	2.19	2.19
	19	4.38	3.52	3.13	2.90	2.74	2.63	2.54	2.48	2.42	2.38	2.34	2.31	2.28	2.26	2.23	2.21	2.20	2.18	2.17	2.16	2.16
	20	4.35	3.49	3.10	2.87	2.71	2.60	2.51	2.45	2.39	2.35	2.31	2.28	2.25	2.22	2.20	2.18	2.17	2.15	2.14	2.12	2.12
	21	4.32	3.47	3.07	2.84	2.68	2.57	2.49	2.42	2.37	2.32	2.28	2.25	2.22	2.20	2.18	2.16	2.14	2.12	2.11	2.10	2.10
	22	4.30	3.44	3.05	2.82	2.66	2.55	2.46	2.40	2.34	2.30	2.26	2.23	2.20	2.17	2.15	2.13	2.11	2.10	2.08	2.07	2.07
	23	4.28	3.42	3.03	2.80	2.64	2.53	2.44	2.37	2.32	2.27	2.24	2.20	2.18	2.15	2.13	2.11	2.09	2.08	2.06	2.05	2.05
	24	4.26	3.40	3.01	2.78	2.62	2.51	2.42	2.36	2.30	2.25	2.22	2.18	2.15	2.13	2.11	2.09	2.07	2.05	2.04	2.03	2.03
	25	4.24	3.39	2.99	2.76	2.60	2.49	2.40	2.34	2.28	2.24	2.20	2.16	2.14	2.11	2.09	2.07	2.05	2.04	2.02	2.01	2.01
	26	4.23	3.37	2.98	2.74	2.59	2.47	2.39	2.32	2.27	2.22	2.18	2.15	2.12	2.09	2.07	2.05	2.03	2.02	2.00	1.99	1.99
	27	4.21	3.35	2.96	2.73	2.57	2.46	2.37	2.31	2.25	2.20	2.17	2.13	2.10	2.08	2.06	2.04	2.02	2.00	1.99	1.97	1.97
	28	4.20	3.34	2.95	2.71	2.56	2.45	2.36	2.29	2.24	2.19	2.15	2.12	2.09	2.06	2.04	2.02	2.00	1.99	1.97	1.96	1.96
	29	4.18	3.33	2.93	2.70	2.55	2.43	2.35	2.28	2.22	2.18	2.14	2.10	2.08	2.05	2.03	2.01	1.99	1.97	1.96	1.94	1.94
	30	4.17	3.32	2.92	2.69	2.53	2.42	2.33	2.27	2.21	2.16	2.13	2.09	2.06	2.04	2.01	1.99	1.98	1.96	1.95	1.93	1.93

Figura 75

Distribución F 2,27

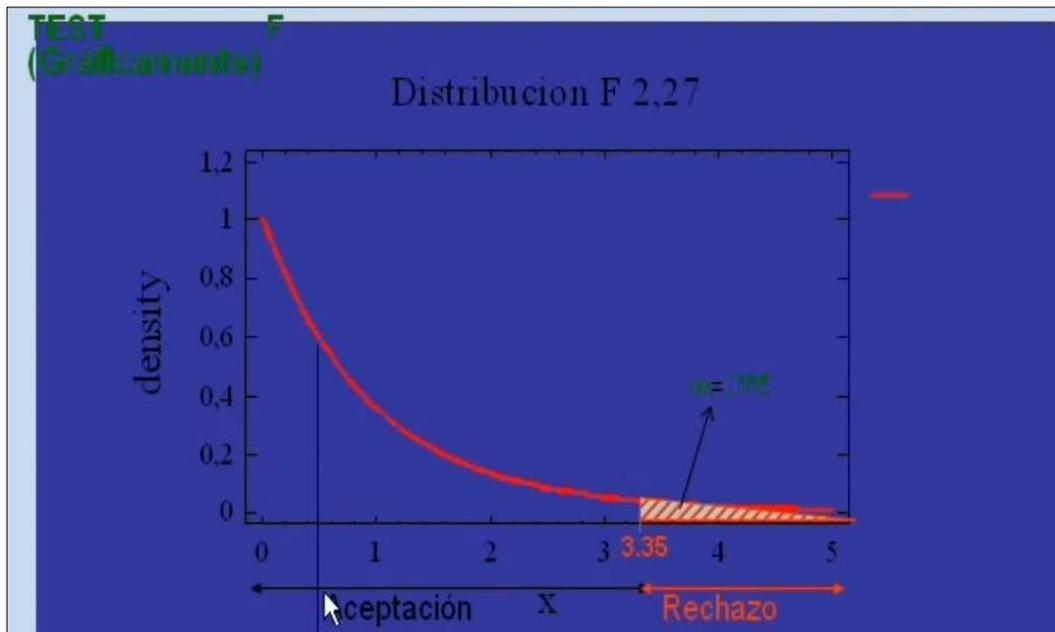


Figura 76

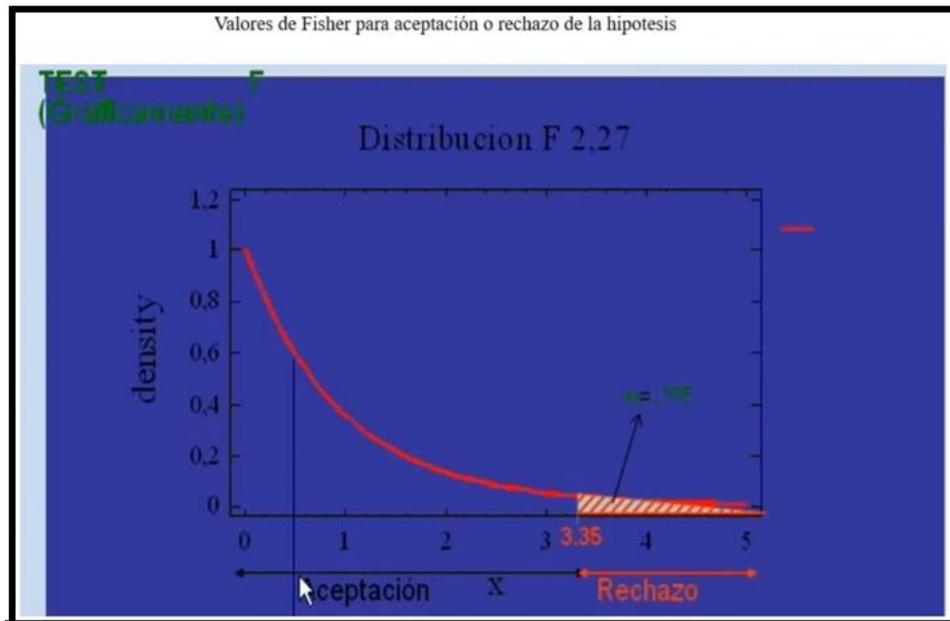
Análisis de anova del consumo energético con el AMBU

ANÁLISIS DE ANOVA DEL CONSUMO ENERGÉTICO CON EL AMBU							
Análisis de varianza de un factor							
Grupos	Cuenta	Suma	Promedio	Varianza	C1	C2	C3
C1	10	25.1	2.51	1.0076667	0.1	0.2	0.1
C2	10	27.1	2.71	1.0565556	1.5	1.9	1.22
C3	10	21.75	2.175	1.0302722	2.4	2.5	1.72
					2.5	2.6	2.05
					2.9	3.1	2.21
					3.2	3.2	2.32
					3.3	3.5	2.42
					2.9	3.7	2.9
					3.2	3.3	3.72
					3.1	3.1	3.09
					PROMEDIO TOTAL=2.465		
Análisis de la varianza							
Origen de las variaciones	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Promedio de los cuadrados	F	Probabilidad	Valor crítico para F	
Entre grupos	1.4615	2	0.73075	0.7084356	0.50133881	3.354130829	
Dentro de los grupos	27.85045	27	1.031498148				
Total	29.31195	29					

$SCT: \sum_{ikj} (x_{ikj} - \bar{x})^2 = (0.1 - 2.465)^2 + (1.5 - 2.465)^2 + \dots + (3.09 - 2.465)^2 = 29.31195$
 $SCF: \sum_{i=1}^3 n_j (\bar{x}_i - \bar{x})^2 = 10 * (2.51 - 2.465)^2 + 10 * (2.71 - 2.465)^2 + 10 * (2.175 - 2.465)^2 = 1.4615$
 $SCR: \sum_{i=1}^3 \sum_{k=1}^3 (x_{ikj} - \bar{x}_i)^2 = (0.1 - 2.51)^2 + \dots + (0.2 - 2.71)^2 + \dots + (0.1 - 2.175)^2 \dots + (3.09 - 2.175)^2 = 27.85045$

Figura 77

Valores de FISHER para aceptación o rechazo de la hipótesis



Las medidas de las distribuciones de las variables en la frecuencia respiratoria y del consumo de energía del motor al accionar el ambu no tienen una significativa variación y se encuentran dentro de la línea de aceptación del diagrama de Fisher por consiguiente validado los datos experimentales del laboratorio con una alta probabilidad de adaptabilidad de estos parámetros para el correcto funcionamiento del modelo.

4.2 Discusión

A partir de los resultados obtenidos aceptamos la hipótesis general que establece que existe relación de dependencia entre el diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo que se requiere para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco, estos resultados guardan relación con lo que sostiene Heredia et al. (2021), Pasquevich et al. (2020), Jumlongkul (2021) quienes ponen énfasis en el diseño de respiradores por la de fisis que se tuvo durante la pandemia y la gran necesidad en el auxilio médico. Ello es acorde con el trabajo desarrollado en este estudio donde se diseñó el ventilador.

Pero no concuerda con los diferentes autores, en la configuración del diseño que es para una población altoandina con diferentes parámetros de estudio y utilización de

materiales de investigación para un prototipado rápido con un mecanismo de retorno tipo biela manivela accionada por un tornillo sinfín en un engranaje de cabecera.

En lo que respecta a los objetivos de validación de estos modelos por los autores:

Se determino los elementos que interactúan en el diseño de un respirador mecánico auxiliar con los parámetros que permitan su actuar en el sistema. Con el diseño de los elementos simulados en movimientos del mecanismo para luego ensamblar estos en un modelo real. El cual permitió validar el funcionamiento respiratorio con un Ambu que es accionado electrónicamente hacia un pulmón artificial con respiración positiva no invasiva. El cual tiene relación parecida con los trabajos realizados por Cordova, (2021) con la forma del diseño asistido por computadora, León et al. (2022), Lugo et al. (2014) y Balsells et al. (2020) los cuales utilizan impresión 3D integrando los sistemas automatizados eléctricos electrónicos e informáticos utilizando polímeros en la impresión que son los métodos acordes del diseño esperado tal como en este trabajo realizado.

Estos métodos difieren en la selección de elementos electrónicos utilizados, la selección de controladores de accionamiento y su disposición de los sistemas de control y mando con una relativa variación de la energía utilizada.

Con respecto a la validación Carrillo et al. (2022), Pires et al. (2017) y Baglyas et al. (2022) que realizaron protocolos de pruebas de respiración en ventiladores mecánicos con un análisis de seguridad con normas de salud los cuales validaron su experimento.

De igual manera para la validación de nuestro prototipo se utilizó la metodología del VDI para la selección de los elementos que integra el prototipo con norma alemana, la cinemática de los mecanismos se simuló con un software, los resultados de los parámetros se analizaron con un método experimental estadístico ANOVA, y la selección del Ambu y el pulmón fueron normalizados, que se utilizan en máquinas médicas. Los antecedentes nos dieron parámetros y secuencias iniciales para el desarrollo del prototipo, pero los resultados difieren porque nuestro trabajo es específico por las condiciones de nuestra región, los cuales tienen un diseño único que se muestra en los planos y el desarrollo analítico para el buen funcionamiento del mecanismo que da el soporte del sistema de respiración positiva para el uso de los pacientes con insuficiencia respiratoria.

CONCLUSIONES

PRIMERO: Se determinaron los elementos básicos que intervienen en la construcción del respirador mecánico auxiliar por medio del VDI, se construyeron los elementos que intervienen en el prototipo por medio de un software con la generación de los planos, se desarrollaron estos elementos en una impresora 3D.

SEGUNDO: Se simuló con el programa inventor y solid work en la simulación se detalló los análisis de diseños con una respectiva simulación donde ven los puntos críticos del sistema, esfuerzos, fatiga, tracción compresión, bpm, el desarrollo se complementó con el software aplicado.

TERCERO: Se parametrizó los resultados tomando las medidas con su validación electromecánica. - se evidencian a partir de los valores de los parámetros medidos en ellas. Las pruebas fueron medir las variaciones de la tensión de control, V3 a la salida de la tarjeta accionadora del motor, y consecuentemente a la entrada del motor de 60 watts del sistema variando la frecuencia respiratoria (bpm) del prototipo a través de la variación del potenciómetro de control del sistema. La otra prueba de validación consistió en medir la corriente de consumo del motor del sistema con y sin AMBU, variando el nivel del potenciómetro del sistema. Se concluye que la tensión del control V3 a medida que aumenta hace aumentar casi proporcionalmente la frecuencia respiratoria del prototipo, Graf.2. Sobre el consumo del motor, en su parámetro de corriente, que dice sobre la potencia de consumo, este aumenta en la medida que la frecuencia del prototipo lo hace, como muestra la Graf.4. Los valores encontrados en las pruebas de validación son consistentes para el prototipo de respirador mecánico de emergencia.

-Validación biomecánica. - volumen de aire desplazado (ml) Fig 6, de presión de salida en la parte delantera del prototipo de respirador (cm-H₂O), están dentro de los rangos del respirador manual Spencer - ver manual del mismo – información técnica del resucitador, en la oportunidad automatizado en un prototipo de emergencia. De acuerdo al proyecto mecánico el índice I/E, está con un valor aproximado de 2; que también

está dentro del rango. La frecuencia de respiración alcanzada por el prototipo de ventilador mecánico satisface los rangos de alcance de 45 bpm de la información técnica del AMBU – Respuesta del respirador: V3 vs bpm con Ambu. En razón de lo expuesto en líneas anteriores se aprueban los valores de parámetros citados líneas arriba para el prototipo de respirador mecánico de emergencia evaluado.

CUARTO: Se evaluó el funcionamiento con software. se construyó el respirador, se integró con los elementos básicos normalizados balón de oxígeno, prototipo de accionamiento dinámico y pulmón artificial cumpliendo los requerimientos mínimos de respiración expiración, flujo y presión se muestra el video.

RECOMENDACIONES

- PRIMERO:** En la selección de los elementos que integran los sistemas se recomienda utilizar la inteligencia artificial y los elementos que están a disposición en el mercado local, algunos de estos elementos son de difícil importación.
- SEGUNDO:** Para un mejor análisis de los sistemas se recomienda utilizar programas de simulación más específicos en cada sistema y el enmallado de elementos finitos que tenga mayor cantidad de nodos para la cual se necesita una computadora de mayores prestaciones que son muy costosas.
- TERCERO:** Para parametrizar cada sistema es necesario contar con los especialistas como Médicos que conozcan este aparato, ingenieros Electrónicos, ingenieros Electricistas, ingenieros informáticos, economistas que faciliten el análisis y costo de los elementos, dispositivos y su parametrización.
- CUARTO:** En las pruebas de funcionamiento se debe de considerar las pruebas con las condiciones atmosféricas del lugar como son grado higrométrico, temperaturas mínimas y máximas de la localidad donde se instalará el respirador, condiciones de la presión atmosférica y que el personal que lo utilice este capacitado para operar y realizar el mantenimiento correctivo y preventiva para dar una vida útil al equipo con un óptimo funcionamiento.

BIBLIOGRAFÍA

- Aguilar, H., Flores, R., Guerrero, A., & Rojas, A. (2020). Diseño de un ventilador mecánico de cuidados intensivos para fines generales. *Academia Journals Hidalgo*.
- Alonso, J. M., Mazzinari, G., Casañ, M., Redondo, J. I., Viscasillas, J., Gutierrez, A., Ramirez, J., Alonso, P., Díaz, S., Neto, A. S., Diaz, O., Argente, P., Gama De Abreu, M., Pelosi, P., & Schultz, M. J. (2022). Pre-clinical validation of a turbine-based ventilator for invasive ventilation-The ACUTE-19 ventilator. In *Revista Española de Anestesiología y Reanimación* (Vol. 69). www.elsevier.es/redar
- Arias, P., Fernández, P., Del-Pozo, A., Martínez, P., & Ayuso, A. (2020). Revista de Sanidad de las Fuerzas Armadas de España. Volumen 76, número 4. Octubre-diciembre 2020. *Sanid. Mil*, 76(4), 1887–8571. <https://doi.org/10.4321/S1887-85712020000400002>
- Baglyas, S., Valko, L., Gyarmathy, V. A., LaPradd, M., Gal, J., & Lorx, A. (2022). Implementation of a Comprehensive Testing Protocol for a Rapidly Manufactured Mechanical Ventilator. *Open Respiratory Archives*, 4(3). <https://doi.org/10.1016/j.opresp.2022.100189>
- Balsells, J., García, L., Morales, I., López, V., Carranza, V., López, S., Villatoro, A., García, L., Castillo, J., Nájera, H., & Cabrera, H. (2020). *Diseño de un dispositivo de asistencia ventilatoria temporal de lazo cerrado basado en bolsa válvula-mascarilla*. <https://doi.org/10.36829/63CTS.v7i3.1024>.
- Borsini, E., Blanco, M., Ernstb, Glenda, Pascua, J., Salvado, A., & Reisin, R. (2022). *Utilización de ventilación no invasiva en pacientes con esclerosis lateral amiotrófica*. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.neuarg.2022.04.004>
- Carrillo, G., Gómez, M., Rodas, J., & Pimentel, R. (2022a). Diseño y construcción de equipo de ventilación mecánica automatizada. *Ingenius*, 2022(27), 17–22. <https://doi.org/10.17163/ings.n27.2022.02>
- Carrillo, G., Gómez, M., Rodas, J., & Pimentel, R. (2022b). Diseño y construcción de equipo de ventilación mecánica automatizada para asistir insuficiencia respiratoria. *Ingenius*, 2022(27), 17–22.

<https://doi.org/10.17163/ings.n27.2022.02>

Cheng, O., & Rojas, L. (2019). *DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN PARA MIEMBRO SUPERIOR.*

<https://pirhua.udep.edu.pe/backend/api/core/bitstreams/bac0d57d-d0ff-42ce-855a-be37ec6bc2c0/content>

Cordova, J. (2021). *Sistemas CAD, CAM.*

https://alicia.concytec.gob.pe/vufind/Record/UNEI_6ca7958ccafbf9c3b0452afd-c8c57ee5/Details.

Esquias, A., Jover, J., Ubea, A., & Belda, F. (2015). Ventilación mecánica no invasiva en pre e intraoperatorio y vía aérea difícil Ventilación mecánica no invasiva en el periodo pre e intraoperatorio y vía aérea difícil. *Revista Española de Anestología y Reanimación.*

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S003493561500016X?via%3Dihub>

Fernández, R., Moreno, L., Yague, G., Andreu, E., Jara, R., & Segovia, M. (2021). Non-invasive ventilatory support in patients with COVID-19 pneumonia: A Spanish multicenter registry. *Medicina Intensiva (English Edition)*, 45(5), 315–317.

<https://doi.org/10.1016/j.medine.2021.04.005>

Fiorineschi, L., Frillici, F. S., & Rotini, F. (2020). Challenging COVID-19 with creativity: Supporting design space exploration for emergency ventilators. *Applied Sciences (Switzerland)*, 10(14). <https://doi.org/10.3390/app10144955>

Fiorineschi, L., Saverio, F., & Rotini, F. (2020). Challenging COVID-19 with creativity: Supporting design space exploration for emergency ventilators. *Applied Sciences (Switzerland)*, 10(14). <https://doi.org/10.3390/app10144955>

García, E., Chicot, M., Rodríguez, D., & Zamora, E. (2014). *Ventilación mecánica invasiva y no invasiva.* 11, 3759–3767. [https://doi.org/10.1016/S0304-5412\(14\)70840-6](https://doi.org/10.1016/S0304-5412(14)70840-6)

Gascón, J., & Corachán, M. (1991). *MANIFESTACIONES PULMONARES DE LAS ENFERMEDADES TROPICALES.* [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0300-2896\(15\)31399-5](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0300-2896(15)31399-5)

- González, Á., & Estay, A. (2021). Ventilación mecánica en el recién nacido prematuro extremo, ¿hacia dónde vamos? *Revista Medica Clinica Las Condes*, 32(6), 682–689. <https://doi.org/10.1016/j.rmclc.2021.10.006>
- Gutiérrez, F. R. (2010). Insuficiencia respiratoria aguda. In *Acta Med Per* (Vol. 27, Issue 4). <http://www.scielo.org.pe/pdf/amp/v27n4/a13v27n4.pdf>
- Heredía, O., Chunga, X., De La Cruz, L., & Zimic, M. (2021). *Diseño y evaluación de un ventilador mecánico*.
- HERRERO, S. (2001). *Gradiente alveolo-arterial de oxígeno en los enfermos con EPOC*. https://scielo.isciii.es/scielo.php?pid=S0212-71992001000300001&script=sci_arttext&tlng=pt.
- Iyengar, K., Bahl, S., Raju Vaishya, & Vaish, A. (2020). Challenges and solutions in meeting up the urgent requirement of ventilators for COVID-19 patients. *Diabetes and Metabolic Syndrome: Clinical Research and Reviews*, 14(4), 499–501. <https://doi.org/10.1016/j.dsx.2020.04.048>
- Jumlongkul, A. (2021). Automated AMBU Ventilator With Negative Pressure Headbox and Transporting Capsule for COVID-19 Patient Transfer. *Frontiers in Robotics and AI*, 7. <https://doi.org/10.3389/frobt.2020.621580>
- Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (2014). *Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior*. https://www.scielo.org.mx/scielo.php?pid=S0188-95322014000200004&script=sci_abstract.
- Matus, M. (2022). Respuestas socio-tecnológicas frente a la COVID-19 en México: Spin-offs, repositorios e impresión 3D. *Nósis. Revista de Ciencias Sociales*, 31(1), 89–108. <https://doi.org/10.20983/noesis.2022.1.5>
- Mesa, J. C., & Salazar, M. B. (2020). Medical Learning Tool for Ventilator Weaning Protocols. *Revista EIA*, 17(34). <https://doi.org/10.24050/reia.v17i34.1416>
- Miranda, J. R., & Delmina, M. (2019). *Neumonía asociada a la ventilación mecánica invasiva: cuidados de enfermería*. <https://ciberindex.com/index.php/ref/article/view/420087p>

- NAKANDAKARI, M., DE LA ROSA, Dyanne GUTIERREZ, J., & BRYSON, W. (2018). Acta Médica Peruana. *Scielo*, 233–238. http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S1728-59172018000400008&lng=es&nrm=iso
- Navarro, Z. (2021). Ventilación no invasiva en el síndrome de distrés respiratorio agudo por la COVID-19 Non-invasive. *Revista Cubana de Medicina Militar*. <https://doi.org/https://orcid.org/0000-0001-6320-9547>
- Nicolás, E. L., Mercado, P., Vidal, J. de J., Rivero, E., & Domínguez, G. (2020). Impacto de las asincronías en el pronóstico del paciente bajo ventilación mecánica invasiva. *Medicina Crítica*, 34(5), 273–278. <https://doi.org/10.35366/96457>
- Orozco, L., Jiménez, E., Coronado, O., & Boza, A. (2013). *Ventilación con liberación de presión en la vía aérea, en neonatos con insuficiencia respiratoria aguda*. https://www.scielo.sa.cr/scielo.php?pid=S0001-60022013000200006&script=sci_abstract&tlng=es
- Paricaza, B. (2019). *Influencia del uso de laboratorio con realidad aumentada en la satisfacción académica de los estudiantes del módulo de investigación tecnológica en electrónica industrial*. <https://repositorio.unsa.edu.pe/server/api/core/bitstreams/5dd2411b-4765-4176-9c7d-15fb761e97b5/content>.
- Pasquevich, F., Patanella, A., Garaventa, G., & Actis, M. (2020). Respirador mecánico de emergencia. *Innovación y Desarrollo Tecnológico y Social*, 2(2), 134–166. <https://doi.org/10.24215/26838559e020>
- Pires, F. C., Vergani, J. M., & Garcia, J. da S. (2017). Acciones de cuidado para la promoción de la seguridad al paciente en ventilación mecánica invasiva. *Revista de Enfermagem Da UFSM*, 7(3), 411. <https://doi.org/10.5902/2179769225685>
- Quintero, Y. F., Aguirre, C. A., Ibarra, A., Rua, E., & Medina, E. G. (2021). Ventilación mecánica simultánea: revisión histórica y análisis de costos. *Revista UIS Ingenierías*, 21(1). <https://doi.org/10.18273/revuin.v21n1-2022010>
- Rodríguez, N., Muguercia, K., Fabr e, U., Esquivel, R., & Zamora, L. (2012). *Ventilación mecánica no invasiva en la enfermedad pulmonar obstructiva crónica agudizada*

Noninvasive mechanical ventilation in the severe chronic obstructive lung disease. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1029-30192012001200007

- Rodríguez, S., & Mancebo, J. (2020). Estudio de mortalidad de pacientes en desconexión progresiva del ventilador. Estudio de mortalidad en pacientes en destete de la ventilación mecánica. *Medicina Intensiva*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0210569119301901?via%3Dihub>
- Salibe, M., Fliger, E., Garcia, L. M., & Romero, G. (2021). IARespira: experiencias en el diseño y desarrollo de un Ventilador Mecánico No Invasivo para COVID-19. *Innovación y Desarrollo Tecnológico y Social*, 3(1), 45–88. <https://doi.org/10.24215/26838559e029>
- Sigua, E., Bernal, J., Lanata, A., Sánchez, C., Rodríguez, J., Haidar, Z., Olate, S., & Iwaki, L. (n.d.). la Odontología: una Revisión de las Recomendaciones y Perspectivas para Latinoamérica. *International journal of odontostomatology*. 2020, 299–309.
- Theran León, J. S., Esteban Badillo, L. Y., Villalobos, M. A., & Dulcey, L. A. (2022). Coinfection of tuberculosis and COVID 19 associated with pulmonary thromboembolism: Case report. *Atencion Primaria Practica*, 4(2). <https://doi.org/10.1016/j.appr.2022.100129>
- Tusman, G., Campos, M., & Gogniat, E. (2020). COVID-19: How to transform a noninvasive ventilation device in a critical care ventilator. In *Rev Esp Anesthesiol Reanim* (Vol. 67, Issue 7). www.elsevier.es/redar
- Uña, R., Ureta, P., Uña, S., Maseda, E., & Criado, J. (2006). Ventilación no invasiva. *Revista Cubana de Medicina Militar*, 35(2), 88–100. <https://doi.org/10.30789/rcneumologia.v28.n1.2016.158>

ANEXOS

Anexo 1. Matriz de consistencia

Título: Diseño un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco				
PROBLEMA	OBJETIVO	HIPOTESIS	OBJETO ESTUDIO	METODOLOGIA
¿Será posible diseñar un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco?	<p>Diseñar un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco.</p> <p>Objetivos específicos</p> <p>Determinar los elementos que interactúan en el diseño de un respirador mecánico auxiliar con los parámetros que permitan su actuar en el sistema.</p> <p>Simular los movimientos del mecanismo para luego ensamblar estos en un modelo real.</p> <p>Parametrizar los sistemas ensamblados en torno al funcionamiento del sistema respiratorio humano. Con validación electromecánica y validación biomédica.</p> <p>Evaluar el funcionamiento del sistema con un pulmón artificial asistida por un Ambu y balón de oxígeno con respiración positiva no invasiva.</p>	<p>¿Se podrá diseñar un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco?</p> <p>Hipótesis específicas</p> <p>Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo.</p> <p>Ajustar los parámetros médicos de insuficiencia respiratoria en RMA para el auxilio médico.</p>	<p>población de</p> <p>1'345,801</p> <p>Muestra</p> <p>La población de muestra es las personas que estuvieron en plena pandemia en la ciudad del cusco que fueron atendidos en el periodo 2019-2023 Sala COVID-19</p>	<p>Enfoque:</p> <p>Cuantitativo</p> <p>Diseño:</p> <p>Experimental</p>

Anexo 2. Información técnica de resucitadores

3.4. INFORMACIÓN TÉCNICA RESUCITADORES										
Resucitadores	B LIFE (silicona)			ECO B-LIFE (caucho)			PRO B -LIFE (PVC)		CO B -LIFE (PVC)	
	Adulto	Pediatrico	Infante	Adulto	Pediatrico	Infante	Adulto	Pediatrico	Adulto	Pediatrico
Resucitador Silicona	Silicona	Silicona	Caucho	Caucho	Caucho	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC
Valvula diafragma	Silicona	Silicona	Silicona	Caucho	Caucho	Caucho	PVC	PVC	PVC	PVC
Bolsa Reservorio	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC	PVC
Valvula Spring de sobrepresion	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable	Acero inoxidable
Valvula Non- rebreathing	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	PVC	Poli-carbonato
Valvula de succion	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	PVC	Poli-carbonato
Valvula Reservorio	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	PVC	Poli-carbonato
Valvula de sobre-presion	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	Poli-carbonato	PVC	Poli-carbonato
Vol Nominal (ml)	1600 ml	500 ml	280 ml	1600 ml	500 ml	280 ml	1600 ml	500 ml	1600 ml	1600 ml
Resucit. Reservorio	2500 ml	2500 ml	600 ml	2500 ml	2500 ml	600 ml	2500 ml	2500 ml	2500 ml	2500 ml
Espacio muerto	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml	7 ml
Resistencia a la Expiración	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O	2.2 cm H2O
Resistencia a la Inspiración	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O	3.3 cm H2O
Valvula de sobre-presion	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar	40 mbar +/- 5 mbar			
Empaque	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril	No estéril
Volumen máximo	900 ml	250 ml	130 ml	900 ml	250 ml	130 ml	900 ml	250 ml	900 ml	250 ml
Ciclo Máximo	45 bpm	100 bpm	95 bpm	45 bpm	100 bpm	95 bpm	45 bpm	100 bpm	45 bpm	100 bpm
Salida posterior	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O
Salida delantera	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	87 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O	138 cm H2O	101 cm H2O
Nivel de Presión de espiración final en uso normal.	3.2 cm H2O									

Concentración de Oxígeno : ADULTO						
Volumen de Ventilación del Resucitador: 1700 ml			Volúmen del Reservorio: 2700 ml			
Flujo O2 (l/m)	Vol.normal(ml) por bolsa, ciclo por minuto, concentración de oxígeno con bolsa de reservorio (valores sin reservorio se detallan en paréntesis)					
02	600 x 12	600 x 20	750 x 12	750 x 20	1000 x 12	1000 x 20
05	82 (32)	58 (34)	65 (34)	50 (30)	55(31)	45 (31)
10	99 (37)	80 (38)	99 (37)	99 (36)	88 (36)	62 (36)
15	97 (46)	97 (45)	97 (46)	97 (44)	97 (44)	90 (46)

Concentración de Oxígeno : PEDIATRICO (NIÑO)						
Volumen de Ventilación del Resucitador: 470 ml			Volúmen del Reservorio: 2700 ml			
Flujo O2 (l/m)	Vol.normal(ml) por bolsa, ciclo por minuto, concentración de oxígeno con bolsa de reservorio (valores sin reservorio se detallan en paréntesis)					
02	300 x 30	70 x 30		200 x 32		
05	45 (33)	96 (66)		59 (38)		
10	69 (38)	97 (82)		97 (48)		
15	97 (48)	97 (89)		97 (48)		

Concentración de Oxígeno : INFANTE						
Volumen de Ventilación del Resucitador: 300 ml			Volúmen del Reservorio: 900 ml			
Flujo O2 (l/m)	Vol.normal(ml) por bolsa, ciclo por minuto, concentración de oxígeno con bolsa de reservorio (valores sin reservorio se detallan en paréntesis)					
02	20 x 30	20 x 60	40 x 60	70 x 60		
05	97 (75)	97 (72)	97 (59)	85 (52)		
10	97 (75)	97 (78)	97 (78)	86 (61)		
15	97 (95)	97 (92)	97 (82)	97 (73)		

Anexo 3. Selección de AMBU

SPENCER

MANUAL DEL USUARIO

RESUCITADORES MANUALES y MÁSCARAS

B-LIFE

Resucitador de Silicona

Máscaras
Máscaras transparentes con amortiguador de aire.

CE CE 0123

Nosotros declaramos que:
Los resucitadores manuales B-Life, Eco b-life y Co b life alcanzan las previsiones del Consejo Directivo 93/42/EEC y armonización técnica (MDD) UNI EN ISO 10651-4

Confirmamos que las Máscaras Spencer cumplen con las normas 93/42/CEE "Directiva Consular" (MDD)

Contamos con aprobación de Altos Sistemas de Control de Calidad, y control de los productos en su proceso final del TÜV GmbH

INDICE

RESUCITADORES MANUALES		MASCARAS	
Información General	02	Instrucciones de Operación	04
Advertencias	02	Mantenimiento	06
Descripción	03	Accesorios y Repuestos	07
		Información General	10
		Operaciones	11
		Descripción del Equipo	10
		Mantenimiento	11
		Seguridad	10
		Accesorios y Repuestos	12

SPENCER ITALIA, Life Support Strada Cavi N° 7 43044 Collecchio (PR) ITALIA
Tel. +39 0521 541111 fax +39 0521 541222 e-mail. info@spencer.it

www.spencer.it

Esta sección comprende los instrumentos, documentos o artefactos de investigación.

Anexo 4. Torno



Anexo 5. Cepilladora



Anexo 6. Ambu



Anexo 7. Fresadora vertical



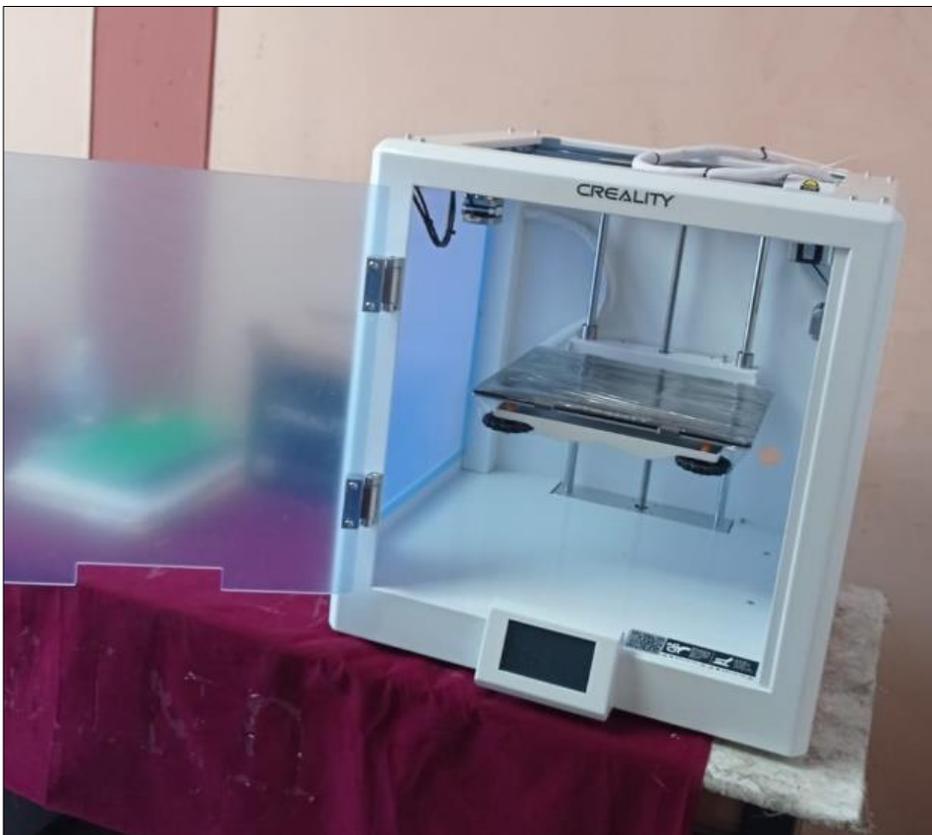
Anexo 8. Fresadora universal



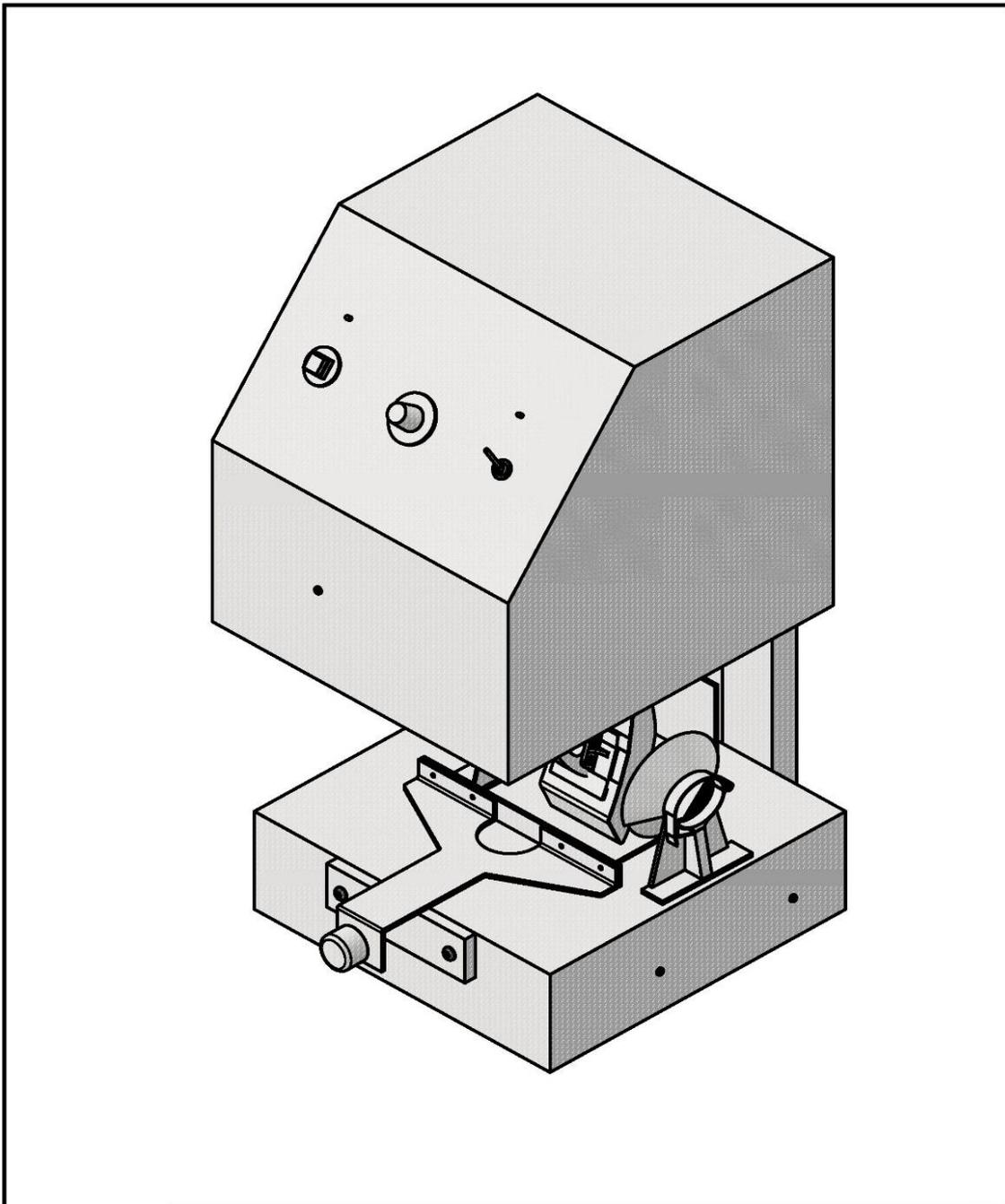
Anexo 9. Taladro vertical



Anexo 10. Impresora 3D Creality



Anexo 11. Lámina 1 - Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en el departamento del Cusco



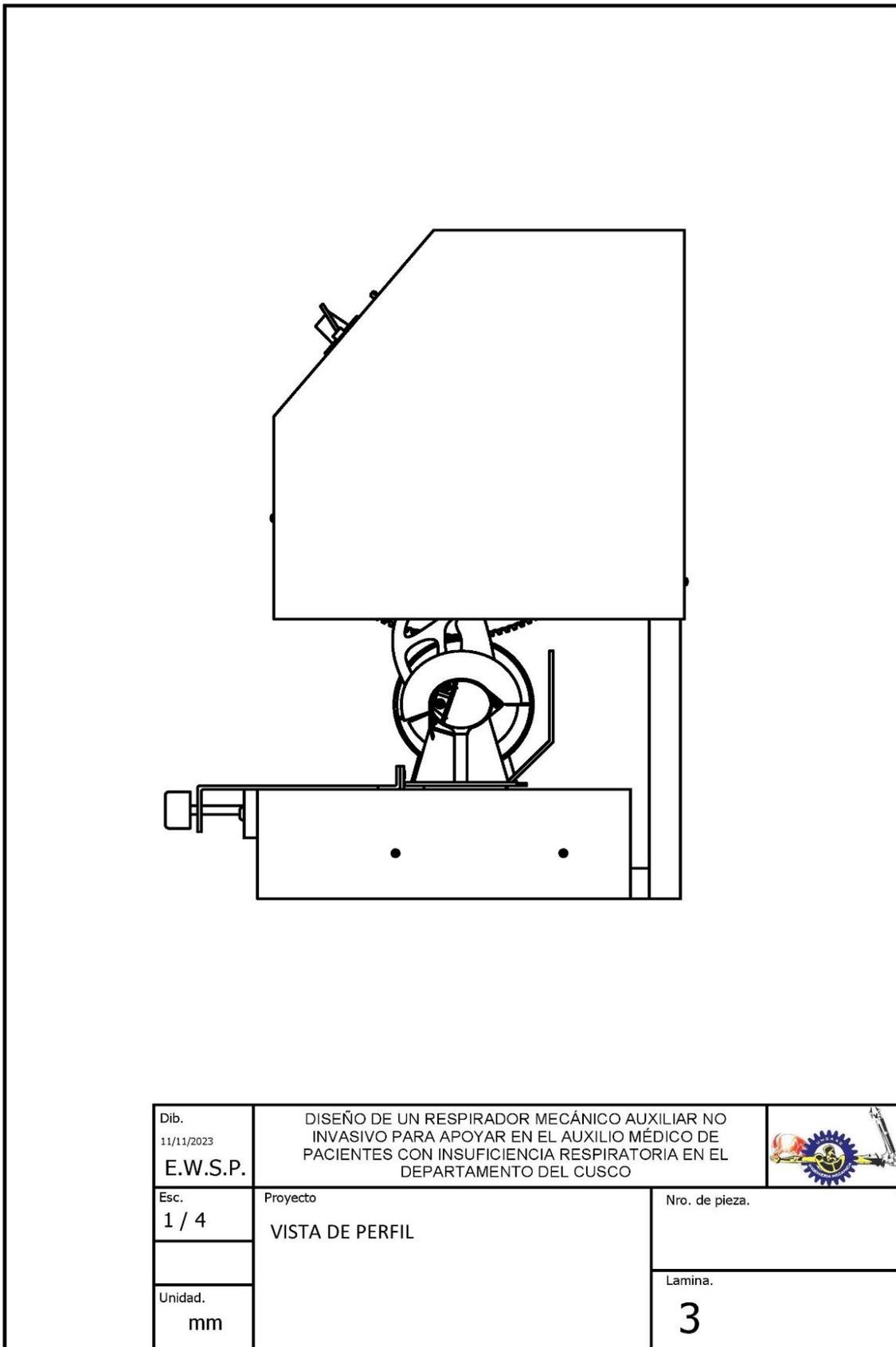
Dib. 11/11/2023 E.W.S.P.	DISEÑO DE UN RESPIRADOR MECÁNICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO	
Esc. 1 / 4	Proyecto ISOMÉTRICO RESPIRADOR MECÁNICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO	Nro. de pieza.
Unidad. mm		Lamina. 1

Anexo 12. Lámina 2 - Lista de partes de respiador mecánico auxiliar

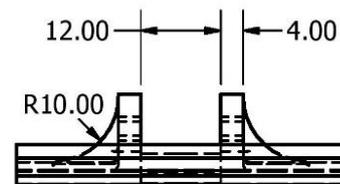
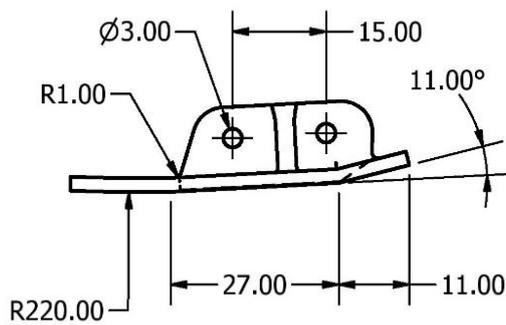
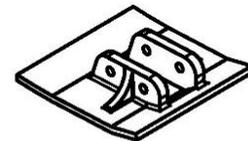
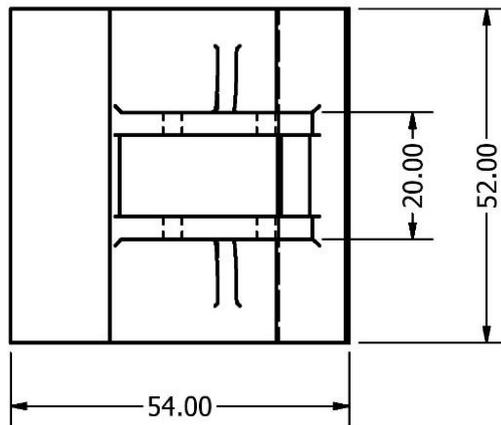
ITEM	QTY	PART NUMBER	DESCRIPTION
91	1		soporte ambu
90	1		soporte ambu
41	1		Estibol P16 x 55 - 4.8
40	2		Estibol P16 x 20
39	2		Aranidea M6
38	4		Estibol P16x6 - 8.8
37	1		Aranidea M6
36	2		Estibol P13 x 25 - 4.8
35	25		Aranidea 3
34	10		Estibol P13 x 20 - 4.8
33	1		Estibol P13 x 10 - 4.8
32	7		Estibol P13 x 8 - 4.8
31	4		Estibol P13 x 5 - 4.8
30	10		Aranidea M3
29	3		Aranidea M3
28	4		Aranidea M6
27	1		Soporte del brazo
26	3		Soporte rectangular
25	2		Rodamientos del brazo
24	7		Rodamiento
23	1		Rodamiento
22	1		Regulador de volumen
21	1		Potenciómetro
20	1		Placa base movil
19	1		Poliamida del equipo de encendido
18	1		Mazo 2
17	2		LED
16	1		Botón Start
15	1		Sujecion de carcasa
14	1		Soportes eje de rueda mayor
13	1		Rueda dentada
12	1		Cubierta inferior
11	1		Cubierta
10	1		Disco de ajuste
9	1		Brazo de mecanismo
8	1		Base del motor
7	1		Base de estructura
6	7		Varra 21.5 cm
5	1		Anillo de sujecion
4	1		Acople mazo y brazo
3	1		Arduino
2	1		Tuercita 220V - 12V
1	1		Motor dc 12 V

PARTS LIST			
24	PROYECTO DE RESPIADOR MECANICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MEDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO		
no.	0.20	Proyecto	No. de lista
no.	0.20	PLANO DE EXPLOSION DEL RESPIADOR MECANICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MEDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO	
no.	mm		2

Anexo 13. Lámina 3 - Vista de perfil de respirador mecánico auxiliar

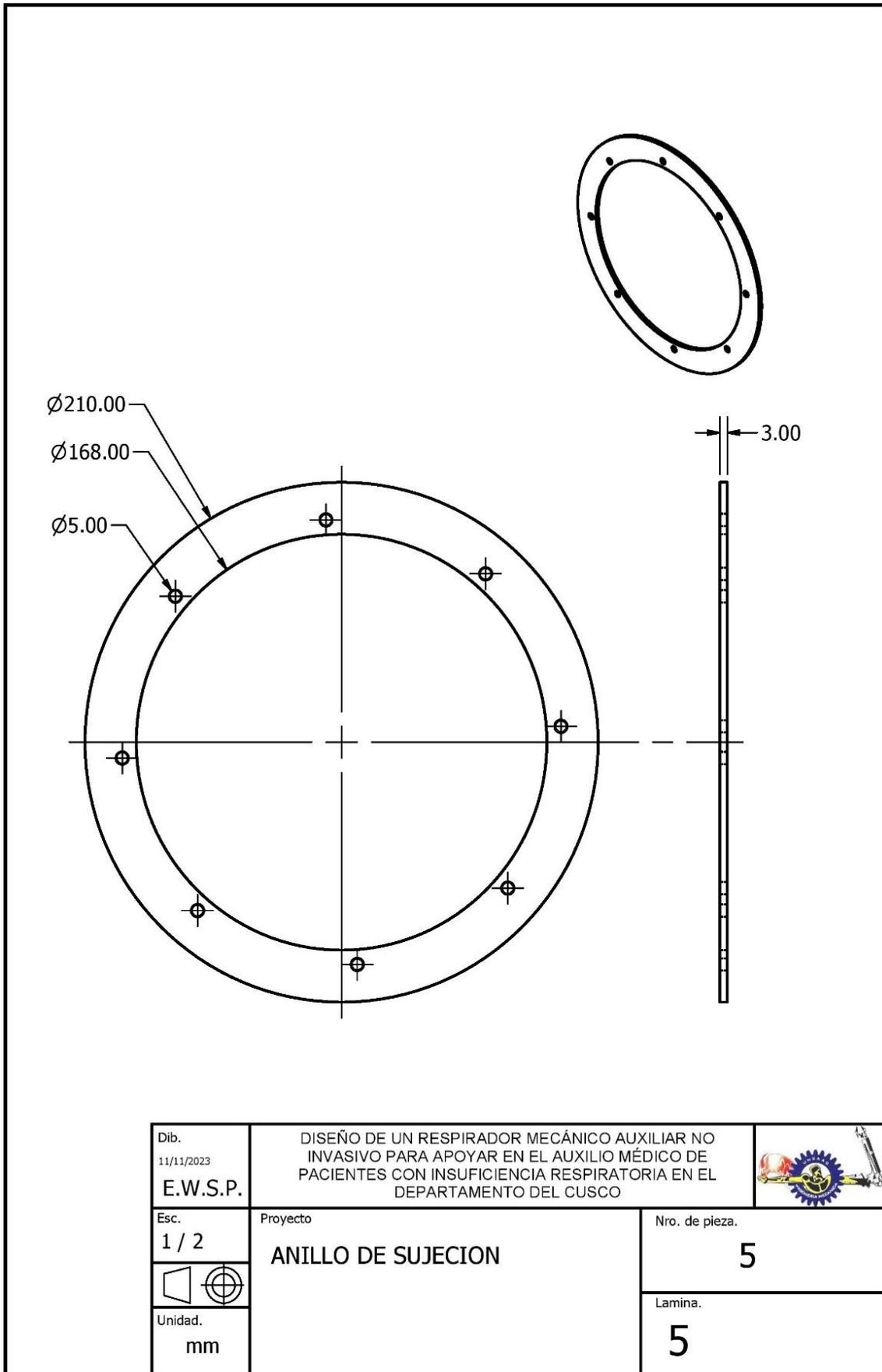


Anexo 14. Lámina 4 - Acople mazo y brazo de respirador mecánico auxiliar

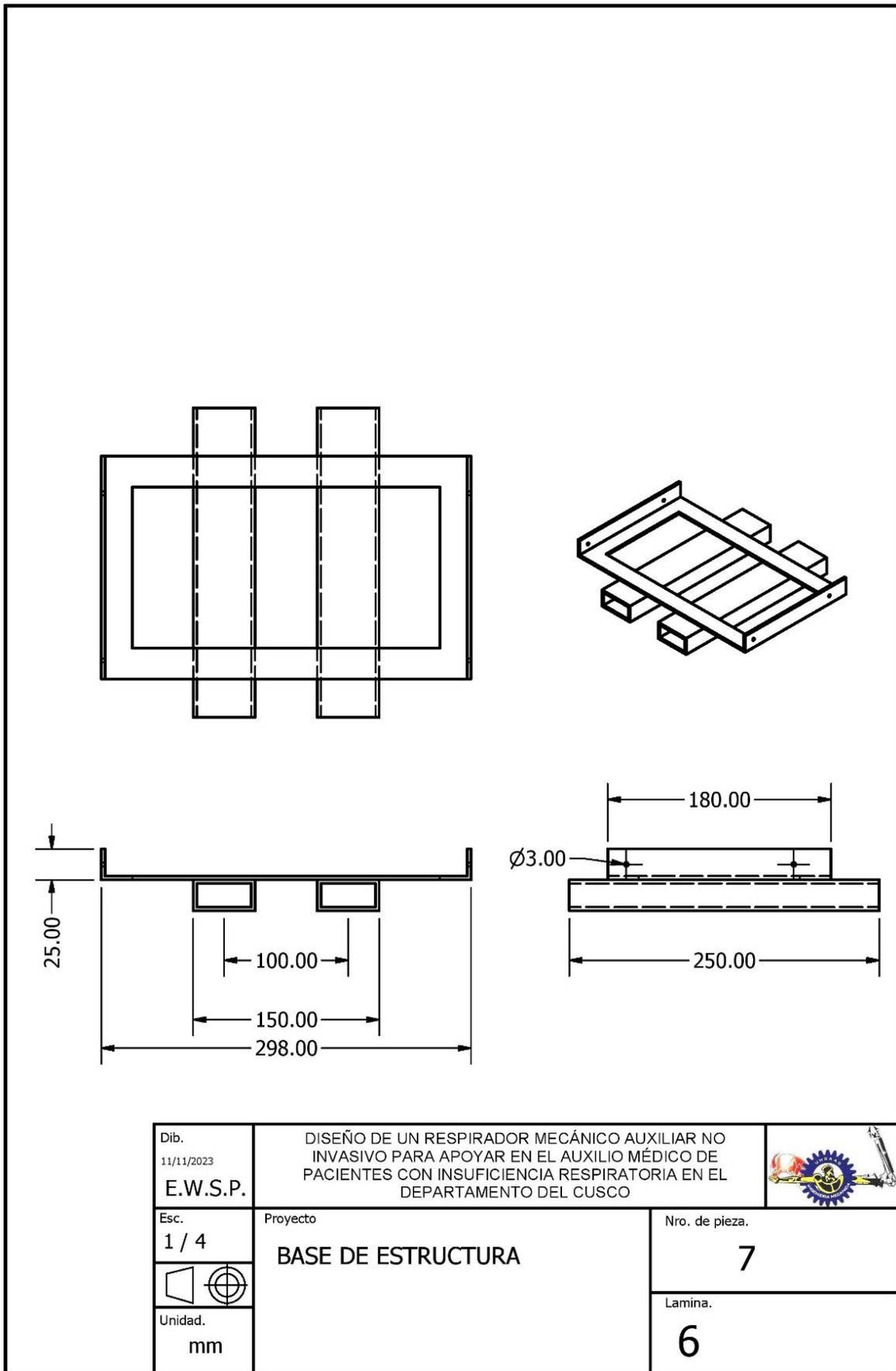


Dib. 11/11/2023 E.W.S.P.	DISEÑO DE UN RESPIRADOR MECÁNICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO		
Esc. 1 : 1	Proyecto ACOPLE MAZO Y BRAZO	Nro. de pieza. 4	
Unidad. mm		Lamina. 4	

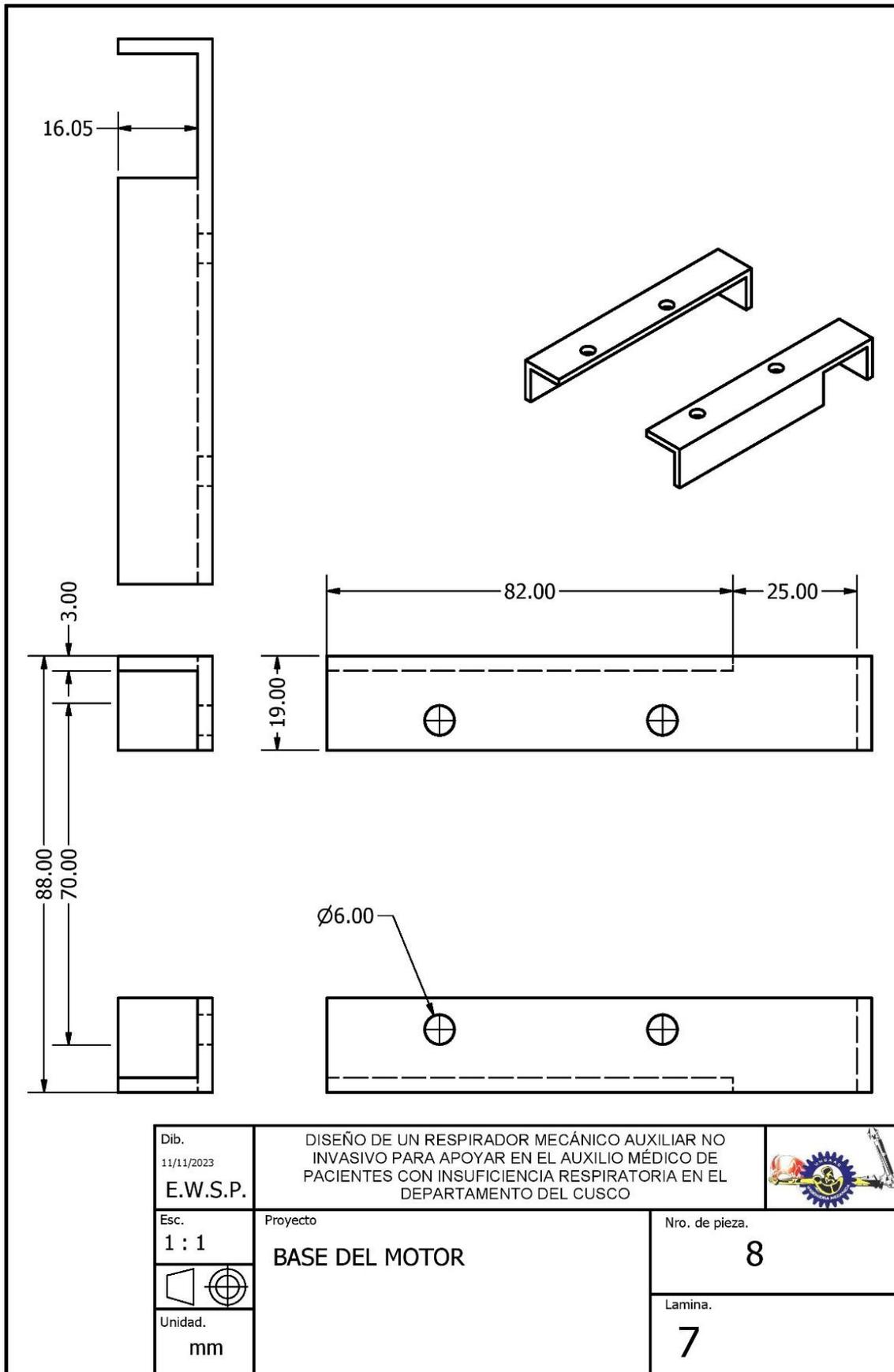
Anexo 15. Lámina 5 - Anillo de sujeción de respirador mecánico auxiliar



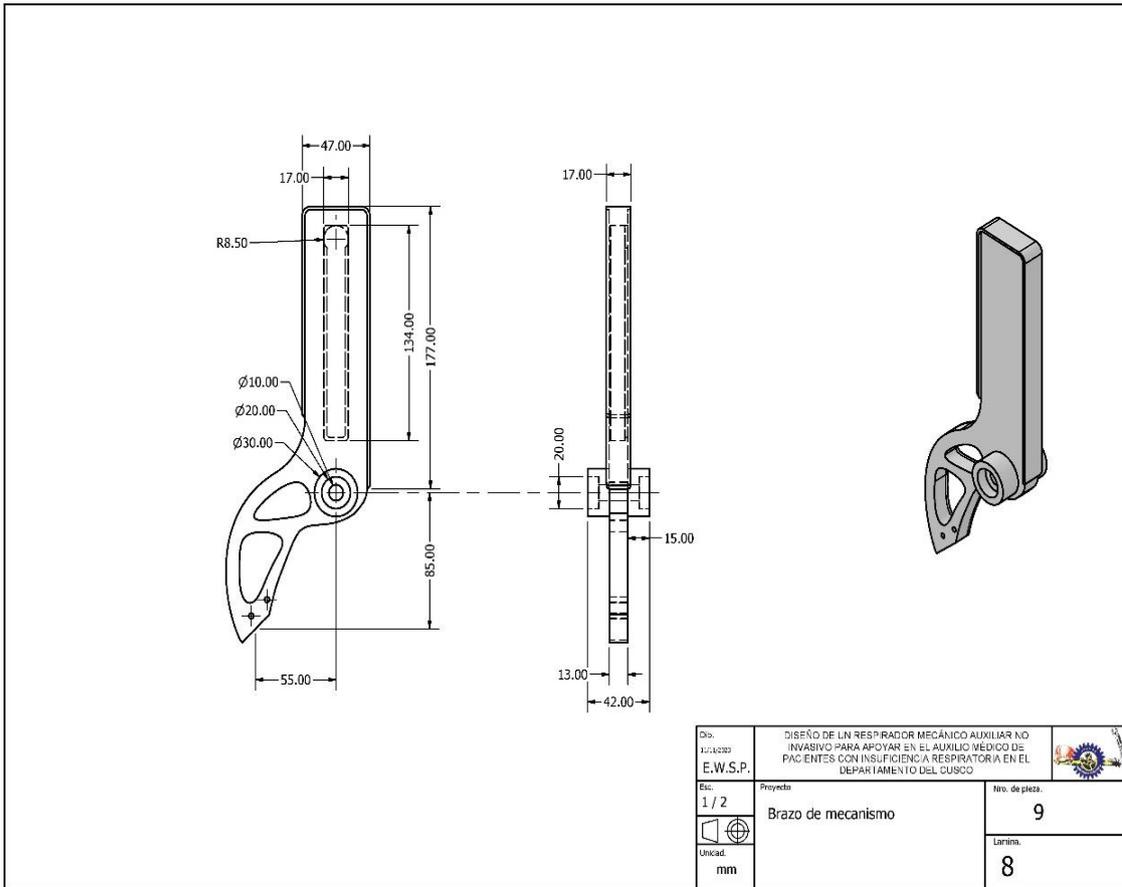
Anexo 16. Lámina 6 - Base de estructura de respirador mecánico auxiliar



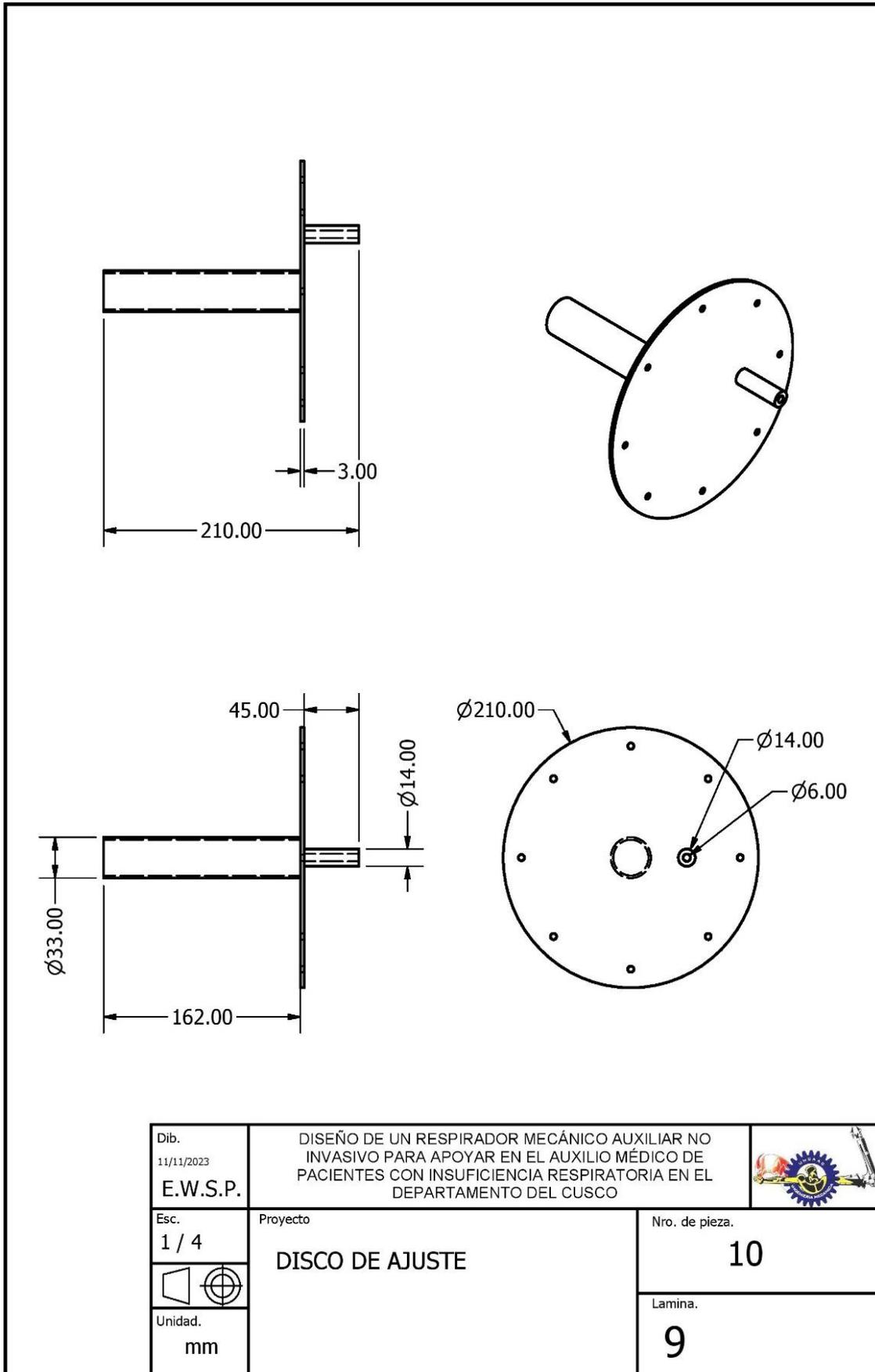
Anexo 17. Lámina 7 - Base del motor de respirador mecánico auxiliar



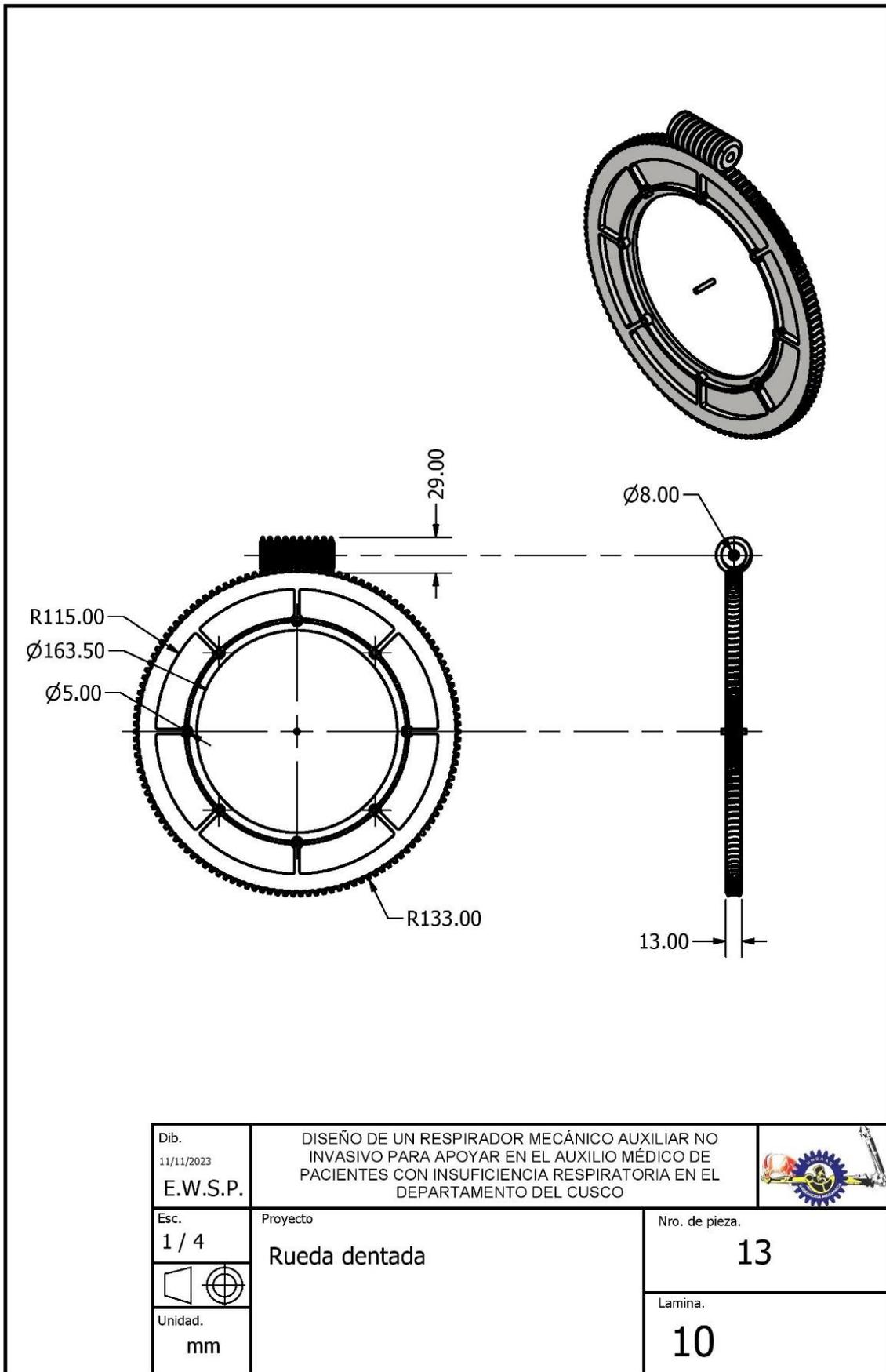
Anexo 18. Lámina 8 - Brazo de mecanismo de respirador mecánico auxiliar



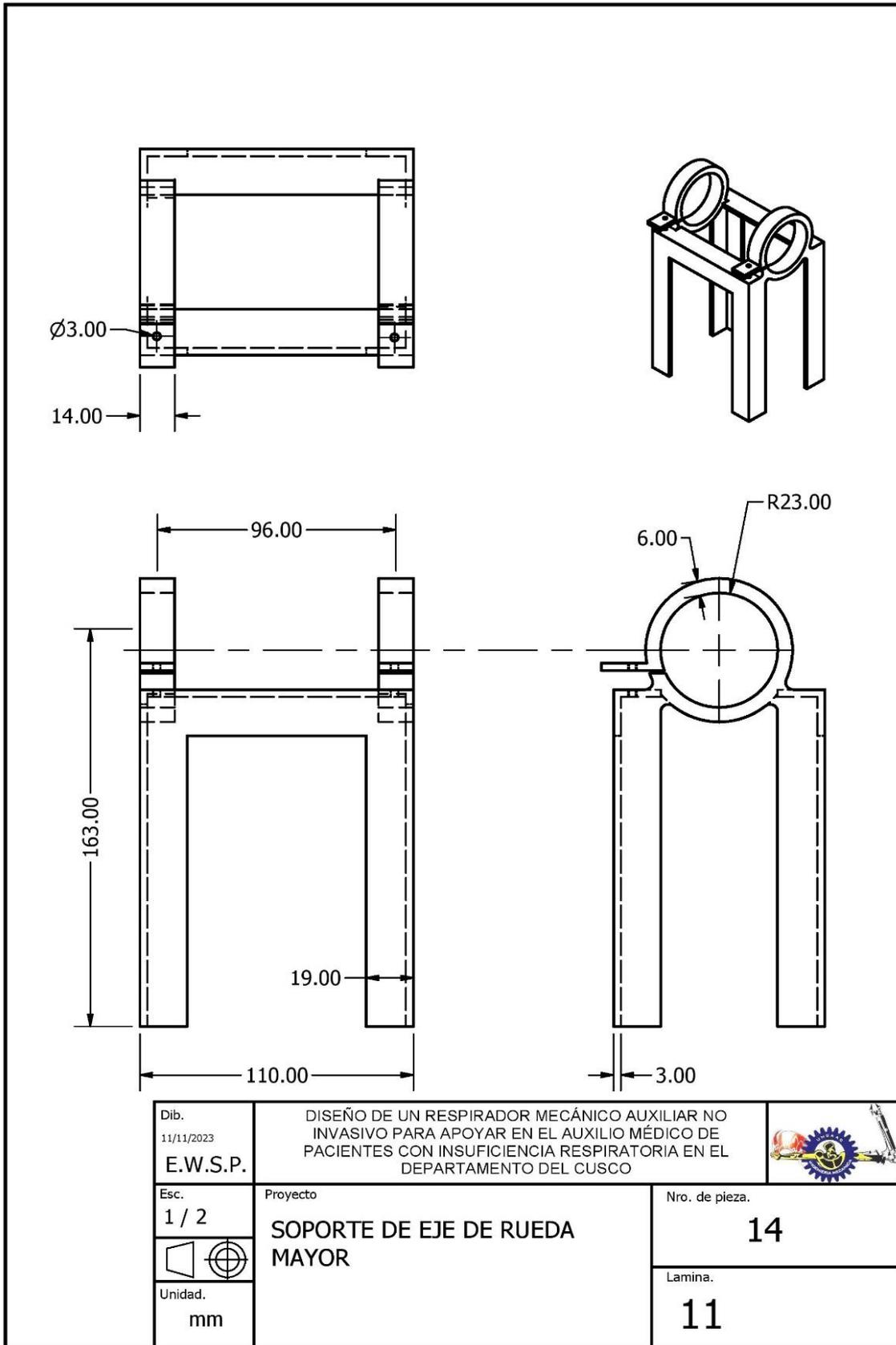
Anexo 19. Lámina 9 - Disco de ajuste de respirador mecánico auxiliar



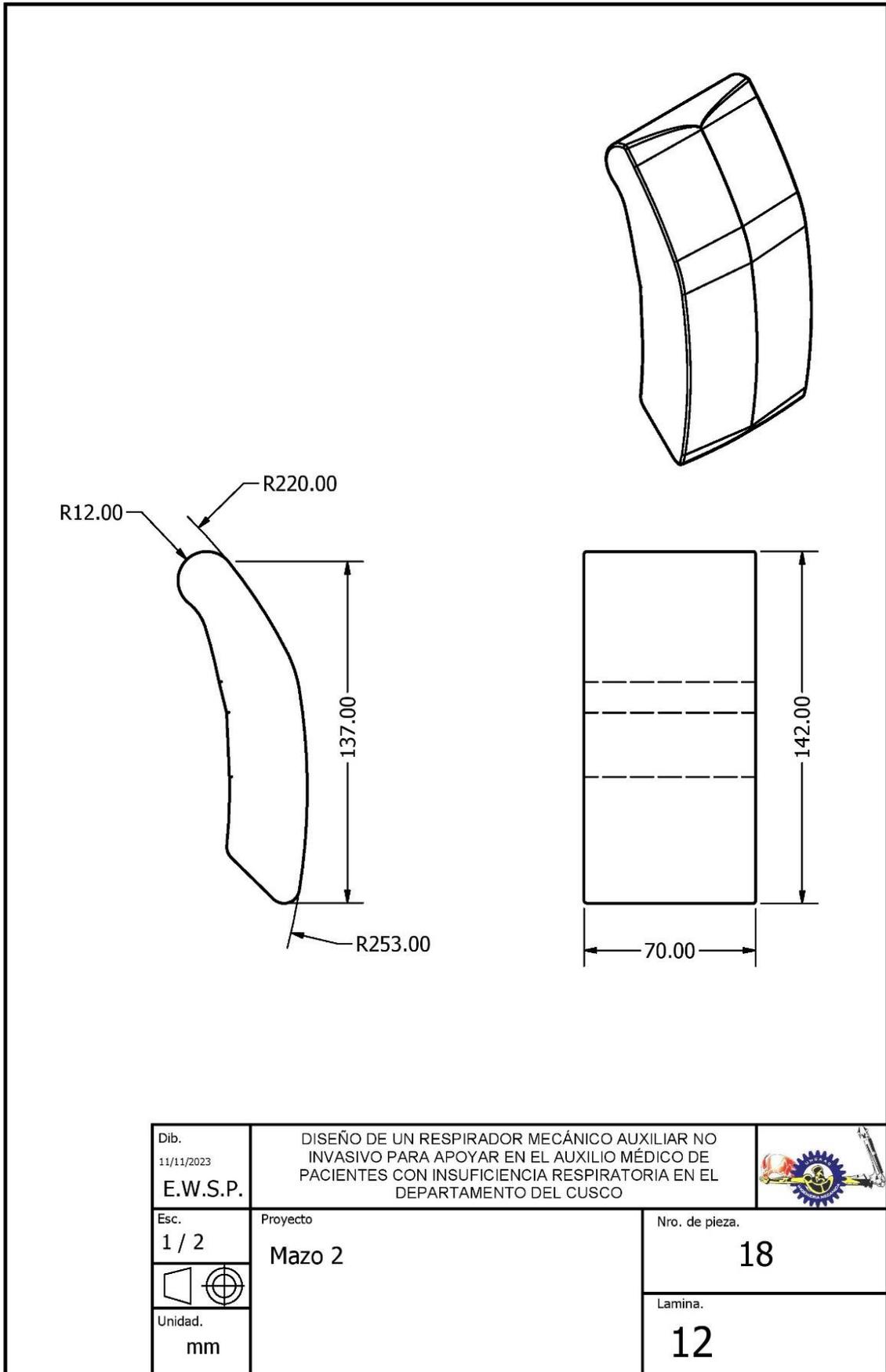
Anexo 20. Lámina 10 - Rueda dentada de respirador mecánico auxiliar



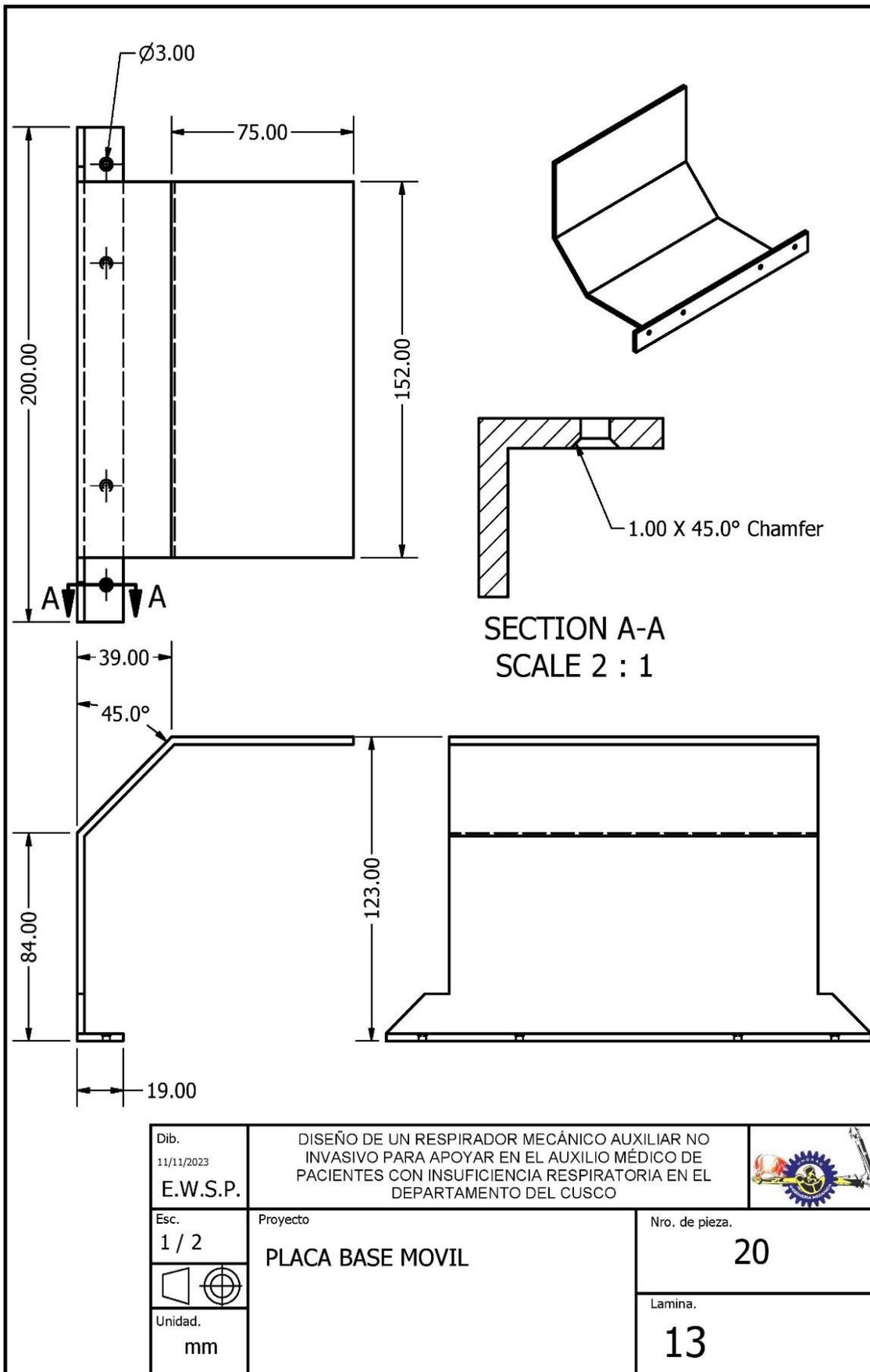
Anexo 21. Lámina 11 - Soporte de eje de rueda mayor de respirador mecánico auxiliar



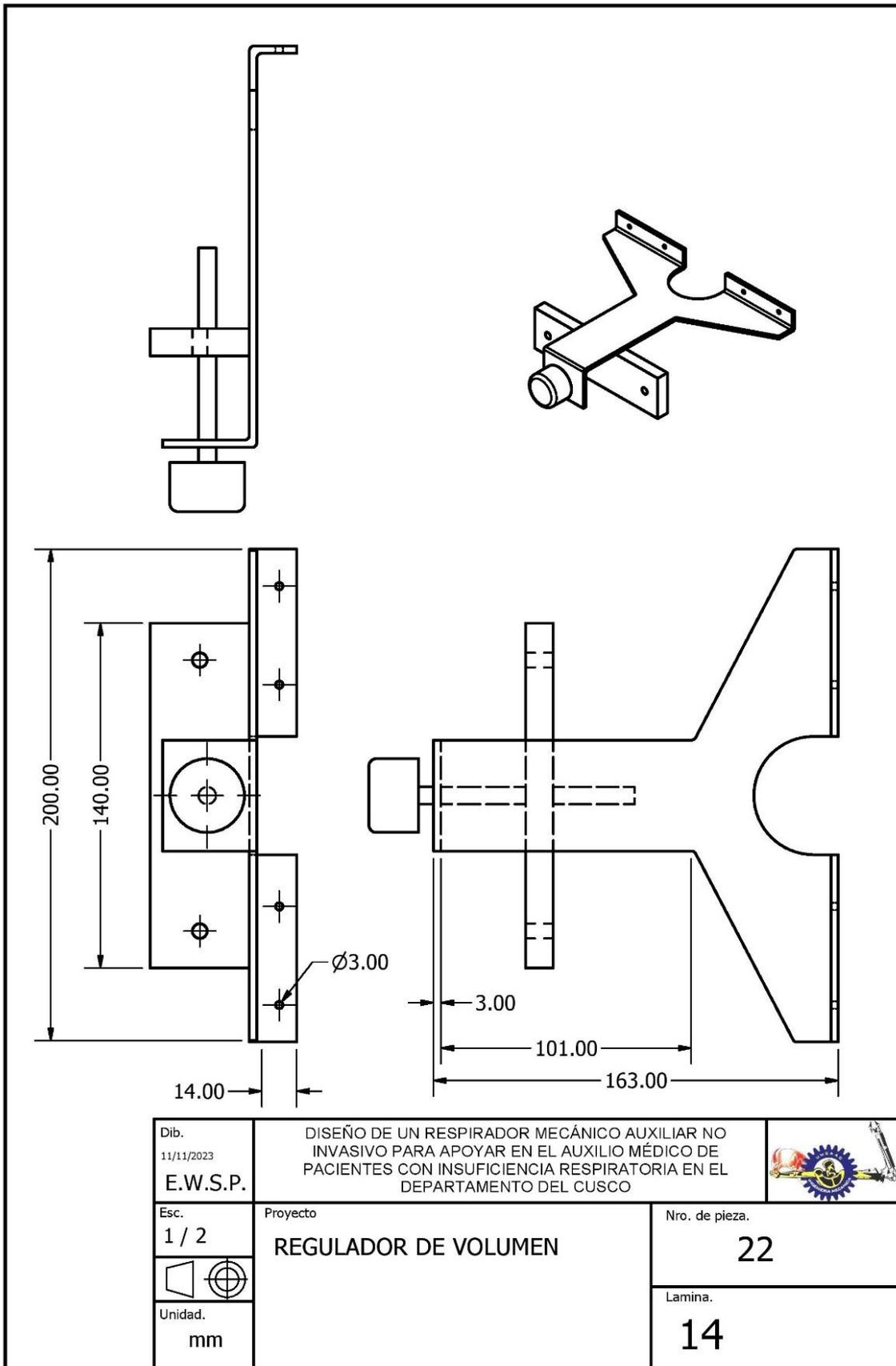
Anexo 22. Lámina 12 - Mazo 2 de respirador mecánico auxiliar



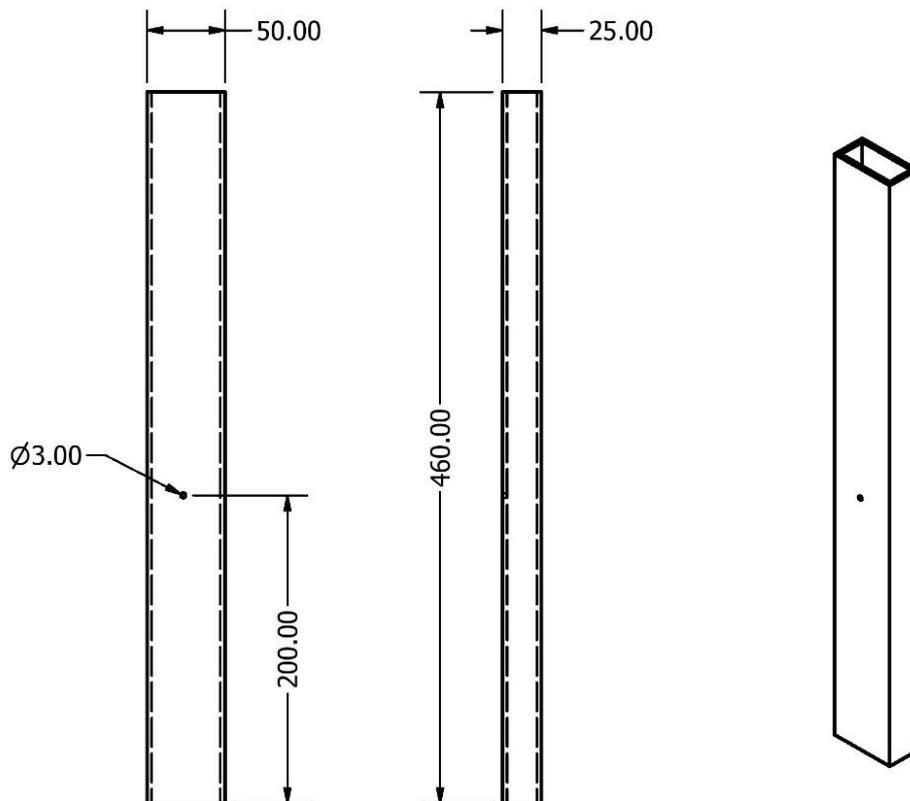
Anexo 23. Lámina 13 - Placa base móvil de respirador mecánico auxiliar



Anexo 24. Lámina 14 - Regulador de volumen de respirador mecánico auxiliar

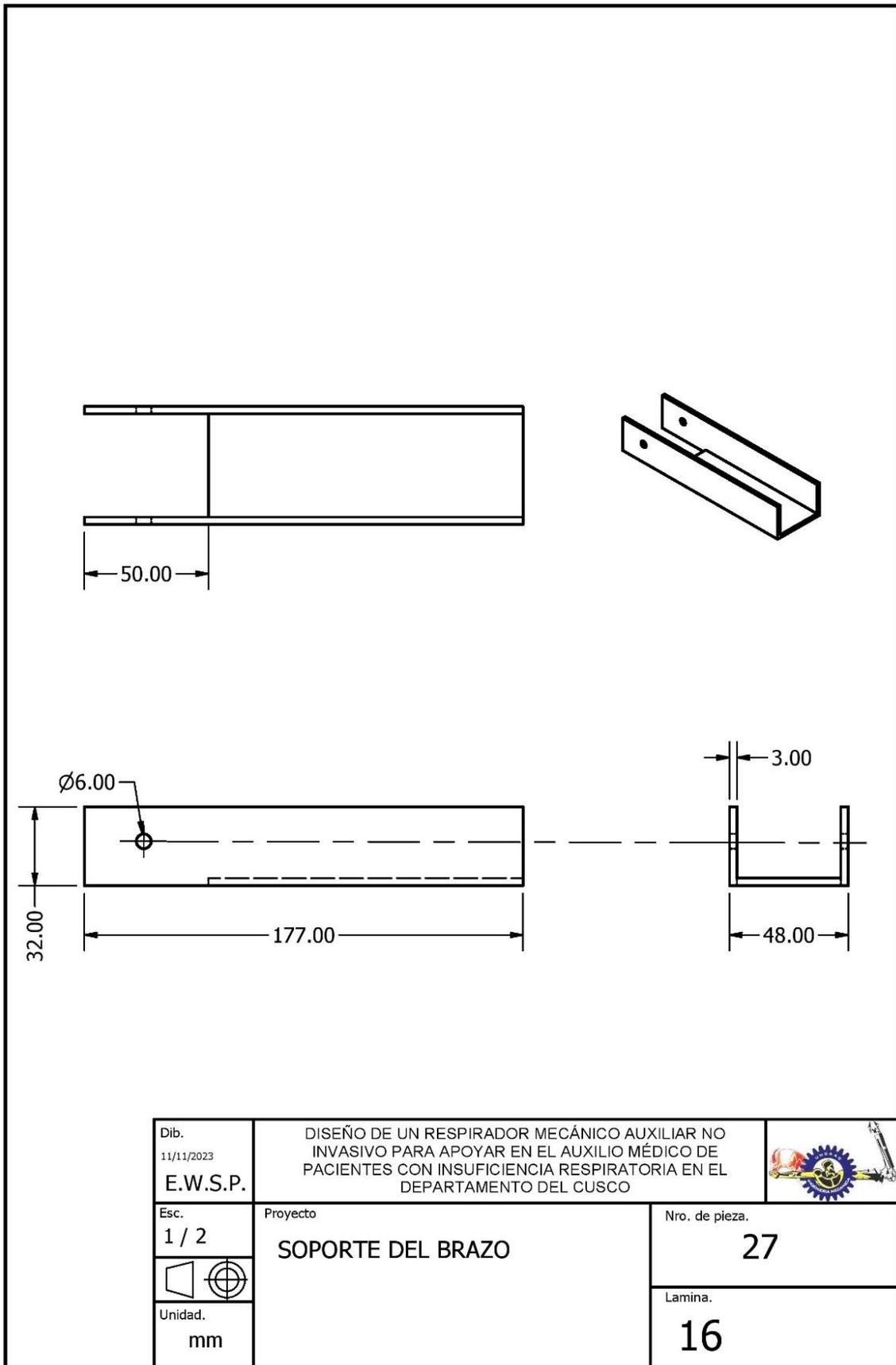


Anexo 25. Lámina 15 - Soporte rectangular de respirador mecánico auxiliar



Dib. 11/11/2023 E.W.S.P.	DISEÑO DE UN RESPIRADOR MECÁNICO AUXILIAR NO INVASIVO PARA APOYAR EN EL AUXILIO MÉDICO DE PACIENTES CON INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN EL DEPARTAMENTO DEL CUSCO	
Esc. 1 / 4 	Proyecto SOPORTE RECTANGULAR	Nro. de pieza. 26
Unidad. mm	Lamina. 15	

Anexo 26. Lámina 16 - Soporte del brazo de respirador mecánico auxiliar





Universidad Nacional
del Altiplano Puno



VRI
Vicerrectorado
de Investigación



Repositorio
Institucional

DECLARACIÓN JURADA DE AUTENTICIDAD DE TESIS

Por el presente documento, Yo Ejrain Walter Sequeros Perez
identificado con DNI 23853221 en mi condición de egresado de:

Escuela Profesional, Programa de Segunda Especialidad, Programa de Maestría o Doctorado
Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente

informo que he elaborado el/la Tesis o Trabajo de Investigación denominada:

" Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar
en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria en
el departamento del Cusco "

Es un tema original.

Declaro que el presente trabajo de tesis es elaborado por mi persona y **no existe plagio/copia** de ninguna naturaleza, en especial de otro documento de investigación (tesis, revista, texto, congreso, o similar) presentado por persona natural o jurídica alguna ante instituciones académicas, profesionales, de investigación o similares, en el país o en el extranjero.

Dejo constancia que las citas de otros autores han sido debidamente identificadas en el trabajo de investigación, por lo que no asumiré como tuyas las opiniones vertidas por terceros, ya sea de fuentes encontradas en medios escritos, digitales o Internet.

Asimismo, ratifico que soy plenamente consciente de todo el contenido de la tesis y asumo la responsabilidad de cualquier error u omisión en el documento, así como de las connotaciones éticas y legales involucradas.

En caso de incumplimiento de esta declaración, me someto a las disposiciones legales vigentes y a las sanciones correspondientes de igual forma me someto a las sanciones establecidas en las Directivas y otras normas internas, así como las que me alcancen del Código Civil y Normas Legales conexas por el incumplimiento del presente compromiso

Puno 30 de octubre del 2024



FIRMA (obligatoria)



Huella



Universidad Nacional
del Altiplano Puno



Vicerectorado
de Investigación



Repositorio
Institucional

AUTORIZACIÓN PARA EL DEPÓSITO DE TESIS O TRABAJO DE INVESTIGACIÓN EN EL REPOSITORIO INSTITUCIONAL

Por el presente documento, Yo Eltrair Walter Sequiros Perez
identificado con DNI 23853221 en mi condición de egresado de:

Escuela Profesional, Programa de Segunda Especialidad, Programa de Maestría o Doctorado
Ciencia, Tecnología y Medio Ambiente

informo que he elaborado el/la Tesis o Trabajo de Investigación denominada:

"Diseño de un respirador mecánico auxiliar no invasivo para apoyar
en el auxilio médico de pacientes con insuficiencia respiratoria
en el departamento del Cusco"

para la obtención de Grado, Título Profesional o Segunda Especialidad.

Por medio del presente documento, afirmo y garantizo ser el legítimo, único y exclusivo titular de todos los derechos de propiedad intelectual sobre los documentos arriba mencionados, las obras, los contenidos, los productos y/o las creaciones en general (en adelante, los "Contenidos") que serán incluidos en el repositorio institucional de la Universidad Nacional del Altiplano de Puno.

También, doy seguridad de que los contenidos entregados se encuentran libres de toda contraseña, restricción o medida tecnológica de protección, con la finalidad de permitir que se puedan leer, descargar, reproducir, distribuir, imprimir, buscar y enlazar los textos completos, sin limitación alguna.

Autorizo a la Universidad Nacional del Altiplano de Puno a publicar los Contenidos en el Repositorio Institucional y, en consecuencia, en el Repositorio Nacional Digital de Ciencia, Tecnología e Innovación de Acceso Abierto, sobre la base de lo establecido en la Ley N° 30035, sus normas reglamentarias, modificatorias, sustitutorias y conexas, y de acuerdo con las políticas de acceso abierto que la Universidad aplique en relación con sus Repositorios Institucionales. Autorizo expresamente toda consulta y uso de los Contenidos, por parte de cualquier persona, por el tiempo de duración de los derechos patrimoniales de autor y derechos conexos, a título gratuito y a nivel mundial.

En consecuencia, la Universidad tendrá la posibilidad de divulgar y difundir los Contenidos, de manera total o parcial, sin limitación alguna y sin derecho a pago de contraprestación, remuneración ni regalía alguna a favor mío; en los medios, canales y plataformas que la Universidad y/o el Estado de la República del Perú determinen, a nivel mundial, sin restricción geográfica alguna y de manera indefinida, pudiendo crear y/o extraer los metadatos sobre los Contenidos, e incluir los Contenidos en los índices y buscadores que estimen necesarios para promover su difusión.

Autorizo que los Contenidos sean puestos a disposición del público a través de la siguiente licencia:

Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-CompartirIgual 4.0 Internacional. Para ver una copia de esta licencia, visita: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/>

En señal de conformidad, suscribo el presente documento.

Puno 30 de octubre del 20 24


FIRMA (obligatoria)



Huella