

UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN

FACULTAD DE INGENIERÍA



**UNIVERSIDAD NACIONAL
DE JAÉN**

**CARRERA PROFESIONAL DE INGENIERÍA MECÁNICA Y
ELÉCTRICA**

**DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL
CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE
JAÉN REGIÓN CAJAMARCA - 2023**

**TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO PROFESIONAL DE INGENIERO
MECÁNICO ELECTRICISTA**

Autores: Bach. Rosa Angélica Monteza Loayza

Bach. Segundo Adan Oyos Heredia

Asesores: Mg. Lenin Franchescoletth Núñez Pintado

Mg. Walter Linder Cabrera Torres

Línea de Investigación: Automatización y Control.

**JAÉN – PERÚ
2025**

Overall Similarity

Filtered from the report

Top sources

Rosa A. Monteza Loayza; Segundo A. Oyos Heredia

DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAÉN REGIÓN...

- Quick Submit
- Quick Submit
- Universidad Nacional de Jaen

Detalles del documento

Identificador de la entrega

trn:oid::1:3250005861

120 Páginas

Fecha de entrega

14 may 2025, 11:41 a.m. GMT-5

16.787 Palabras

Fecha de descarga

14 may 2025, 11:44 a.m. GMT-5

100.038 Caracteres

Nombre de archivo

EGUNDO_ADAN_OYOS_HEREDIA_INFORME_-_SEGUNDO_ADAN_OYOS_HEREDIA.pdf

Tamaño de archivo

3.2 MB



UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN

Dr. Alexander Huamán Mera
Coordinador de la Unidad de Investigación de la Facultad de Ingeniería

4% Overall Similarity

The combined total of all matches, including overlapping sources, for each database.

Filtered from the Report

- Bibliography
- Quoted Text
- Small Matches (less than 15 words)

Top Sources

- 3% Internet sources
- 0% Publications
- 2% Submitted works (Student Papers)

Integrity Flags

0 Integrity Flags for Review

No suspicious text manipulations found.

Our system's algorithms look deeply at a document for any inconsistencies that would set it apart from a normal submission. If we notice something strange, we flag it for you to review.

A Flag is not necessarily an indicator of a problem. However, we'd recommend you focus your attention there for further review.



Dr. Alexander Huamán Meru
Responsable de la Unidad de Investigación de la Facultad de Ingeniería

UNIVERSIDAD NACIONAL DE JAÉN

Ley de Creación N° 29304

Universidad Licenciada con Resolución del Consejo Directivo N° 002-2018-SUNEDU/CD

FORMATO 03: ACTA DE SUSTENTACIÓN

En la ciudad de Jaén, el día 21 de mayo del año 2025, siendo las 17:00 horas, se reunieron los integrantes del Jurado:

Presidente : Dr. Ricardo Ángel Shimabuku Ysa

Secretario : Mg. Mario Félix Olivera Aldana

Vocal : Dra. Zadith Nancy Garrido Campaña, para evaluar la sustentación del informe Final:

() Trabajo de Investigación

Tesis

() Trabajo por Suficiencia Profesional

Titulado "DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAÉN REGIÓN CAJAMARCA – 2023".

Presentado por: Bach. Rosa Angélica Monteza Loayza y Bach. Segundo Adan Oyos Heredia de la escuela Profesional de Ingeniería Mecánica y Eléctrica.

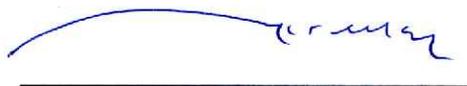
Después de la sustentación y defensa, el Jurado acuerda:

() Aprobar () Desaprobar () Unanimidad () Mayoría

Con la siguiente mención:

- | | | |
|----------------|-------------|--------|
| a) Excelente | 18, 19 y 20 | () |
| b) Muy bueno | 16, 17 | () |
| c) Bueno | 14, 15 | (14) |
| d) Regular | 13 | () |
| e) Desaprobado | 12 o menos | () |

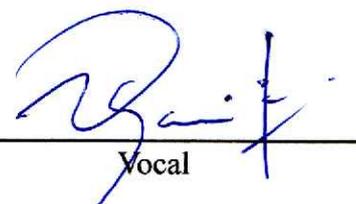
Siendo las 18:00 horas del mismo día, el Jurado concluye el acto de sustentación confirmando su participación con la suscripción de la presente.



Presidente



Secretario



Vocal

“Año de la recuperación y consolidación de la economía peruana”

ANEXO N°06:

DECLARACIÓN JURADA DE AUTENTICIDAD Y DE NO PLAGIO

DE LA TESIS O TRABAJO DE INVESTIGACIÓN (PREGRADO)

Yo, **ROSA ANGÉLICA MONTEZA LOAYZA**, egresado de la carrera Profesional de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Jaén, identificado (a) con DNI: 71049476.

Declaro bajo juramento que:

1. Soy Autor del trabajo titulado:

“DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAÉN REGIÓN CAJAMARCA - 2023”.

Asesorado por Mg. Lenin Franchescoleth Núñez Pintado y el Mg. Walter Linder Cabrera Torres.

El mismo que presento bajo la modalidad de tesis para optar; el Título Profesional/Grado Académico de Ingeniero Mecánico y Eléctrico

2. El texto de mi trabajo final respeta y no vulnera los derechos de terceros, incluidos los derechos de propiedad intelectual. En el sentido, el texto de mi trabajo final no ha sido plagiado total ni parcialmente, para la cual he respetado las normas internacionales de citas y referencias de las fuentes consultadas.
3. El texto del trabajo final que presento no ha sido publicado ni presentado antes en cualquier medio electrónico o físico.
4. La investigación, los resultados, datos, conclusiones y demás información presentada que atribuyo a mi autoría son veraces.
5. Declaro que mi trabajo final cumple con todas las normas de la Universidad Nacional de Jaén.
6. Soy consciente de que el hecho de no respetar los derechos de autor y hacer plagio, es objeto de sanciones universitarias y/o legales.

El incumplimiento de lo declarado da lugar a responsabilidad del declarante, en consecuencia; a través del presente documento asumo frente a terceros, la Universidad Nacional de Jaén y/o la Administración Pública toda responsabilidad que pueda derivarse por el trabajo final presentado. Lo señalado incluye responsabilidad pecuniaria incluido el pago de multas u otros por los daños y perjuicios que se ocasionen.

Fecha: Jaén, 07, julio del 2025.



Rosa Angélica Monteza Loayza.

“Año de la recuperación y consolidación de la economía peruana”

ANEXO N°06:

DECLARACIÓN JURADA DE AUTENTICIDAD Y DE NO PLAGIO

DE LA TESIS O TRABAJO DE INVESTIGACIÓN (PREGRADO)

Yo, **SEGUNDO ADAN OYOS HEREDIA**, egresado de la carrera Profesional de Ingeniería Mecánica y Eléctrica de la Facultad de Ingeniería de la Universidad Nacional de Jaén, identificado (a) con DNI 75075199.

Declaro bajo juramento que:

1. Soy Autor del trabajo titulado:

“DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAÉN REGIÓN CAJAMARCA - 2023”.

Asesorado por Mg. Lenin Franchescoleth Núñez Pintado y el Mg. Walter Linder Cabrera Torres.

El mismo que presento bajo la modalidad de tesis para optar; el Título Profesional/Grado Académico de Ingeniero Mecánico y Eléctrico

2. El texto de mi trabajo final respeta y no vulnera los derechos de terceros, incluidos los derechos de propiedad intelectual. En el sentido, el texto de mi trabajo final no ha sido plagiado total ni parcialmente, para la cual he respetado las normas internacionales de citas y referencias de las fuentes consultadas.
3. El texto del trabajo final que presento no ha sido publicado ni presentado antes en cualquier medio electrónico o físico.
4. La investigación, los resultados, datos, conclusiones y demás información presentada que atribuyo a mi autoría son veraces.
5. Declaro que mi trabajo final cumple con todas las normas de la Universidad Nacional de Jaén.
6. Soy consciente de que el hecho de no respetar los derechos de autor y hacer plagio, es objeto de sanciones universitarias y/o legales.

El incumplimiento de lo declarado da lugar a responsabilidad del declarante, en consecuencia; a través del presente documento asumo frente a terceros, la Universidad Nacional de Jaén y/o la Administración Pública toda responsabilidad que pueda derivarse por el trabajo final presentado. Lo señalado incluye responsabilidad pecuniaria incluido el pago de multas u otros por los daños y perjuicios que se ocasionen.

Fecha: Jaén, 07, julio del 2025.



Segundo Adan Oyos Heredia.

INDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	9
ABSTRACT.....	10
I. INTRODUCCION	11
Antecedentes de la investigación	12
Antecedentes Internacionales.....	12
Antecedentes Nacionales	15
Antecedentes locales.....	17
Problema	18
Realidad Problemática	18
Formulación Del Problema.....	20
Justificación	20
Justificación social.....	20
Justificación económica.....	20
Justificación técnica.....	21
Objetivos.....	21
Objetivo general.....	21
Objetivos específicos	21
II. MATERIAL Y METODOS.....	22
2.1. Determinación de los parámetros del diseño del respirador artificial.....	22
2.1.1. Estudio del aparato respiratorio como un sistema mecánico	22
2.1.2. Selección del centro de salud.....	22
2.1.3. Consideraciones para la selección de materiales.	25

2.1.4.	Materiales a utilizar.....	26
2.1.5.	Área o ambiente de ubicación para el respirador.....	28
2.1.6.	Estudio del sistema respiratorio desde la biomédica.	30
2.2.	Diseño y simulación del respirador artificial a través de un software de ingeniería.	46
2.2.1.	Diseño mecánico.....	46
2.2.2.	Diseño electrónico	47
2.2.3.	Funcionamiento del respirador artificial.	48
2.3.	Análisis económico del respirador artificial.	49
2.3.1.	Consideraciones de Mercado para Estimar los Beneficios	49
2.3.2.	VAN.....	51
2.3.3.	TIR.....	51
2.3.4.	Consideraciones mecánicas	52
2.3.5.	Consideraciones electrónicas	53
III.	RESULTADOS.....	53
3.1.	Determinación de los parámetros de diseño del respirador artificial.....	53
3.1.1.	Sistema de respiración mecánica para pacientes adultos	53
3.1.2.	Parámetros a monitorear	54
3.1.3.	Dimensionamiento de la sala de emergencia:.....	54
3.1.4.	Usuario final del respirador	55
3.1.5.	Alimentador para su funcionamiento.....	57
3.1.6.	Descripción de la leva.....	58

3.1.7.	Procedimiento de ensamblaje	58
3.1.8.	Dimensionamiento de la leva.....	60
3.2.	Diseño y simulación del respirador artificial.....	65
3.2.1.	Diseño mecánico.....	65
3.2.2.	Diseño electrónico	70
3.2.3.	Respirador artificial	77
3.2.4.	Componentes de un respirador artificial.....	77
3.2.5.	Modos de ventilación.....	78
3.2.6.	Ciclo de funcionamiento.....	78
3.3.	Análisis económico de la implementación del respirador artificial.....	79
DISCUSIÓN		85
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		89
RECOMENDACIONES.....		90
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....		91
AGRADECIMIENTO		95
DEDICATORIA		96
ANEXOS		97

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Vista Satelital	23
Figura 2 Vista central del Centro de Salud.....	23
Figura 3 Ubicación del lugar en el Mapa del Perú	24
Figura 4 Señalización del lugar - zona.....	24
Figura 5 Medición de Sala de emergencia.....	28
Figura 6 Acceso a Sala de emergencia	29
Figura 7 Monitor de Placa	29
Figura 8 Vista Central de la Sala	30
Figura 9 Partes de la vía aérea superior	31
Figura 10 Partes de la vía aérea inferior	32
Figura 11 Mecánica de la respiración	33
Figura 12 Intercambio de gases	34
Figura 13 Bolsa ambú.....	38
Figura 14 Bolsa Válvula Mascarilla Ambú	39
Figura 15 Máscara de Respiración.....	43
Figura 16 Motor NEMA 17	44
Figura 17 Cargador	45
Figura 18 Sensor de flujo proximal	46
Figura 19 Plano de la sala de emergencia.....	55
Figura 20 Primer tiempo del ciclo de la leva	61
Figura 21 Segundo tiempo del ciclo de la leva	61

Figura 22 Tercer tiempo del ciclo de la leva	62
Figura 23 Cuarto tiempo del ciclo de la leva	62
Figura 24 Quinto tiempo del ciclo de la leva.....	63
Figura 25 Sexto tiempo del ciclo de la leva.....	63
Figura 26 Ensamblaje final del respirador artificial	66
Figura 27 Diseño electrónico del respirador artificial	70
Figura 28 Simulación del diseño electrónico del respirador artificial	73
Figura 29 Teclado 4x4 modificado	74
Figura 30 Esquemático del sistema electrónico.....	75
Figura 31 Diagrama de flujo	76

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Parámetros ventilatorios iniciales	34
Tabla 2 Características técnicas de la bolsa Ambu	39
Tabla 3 Especificaciones técnicas de circuito respiratorio semiabierto.....	41
Tabla 4 Especificaciones del motor NEMA 17	43
Tabla 5 Elementos del diseño del respirador artificial.....	67
Tabla 6 Componentes del circuito electrónico para simulación	70
Tabla 7. Cotización de elementos mecánicos	79
Tabla 8. Cotización de componentes electrónicos.....	80
Tabla 9 Costo total de inversión	80
Tabla 10 Análisis económico.....	81

ÍNDICE DE ANEXO

Anexo 1. Piezas de ensamblaje.....	97
Anexo 2. Esquema de conexiones del diseño electrónico.	98
Anexo 3. Piezas de ensamblaje.....	100
Anexo 4. Estructura lateral.	101
Anexo 5. Eje de la leva	102
Anexo 6. Leva.....	103
Anexo 7. Eje para resorte y eje para rueda	104
Anexo 8. Placa de movimiento.	105
Anexo 9. Dimensionamiento del espacio para el respirador.	106
Anexo 10. Piezas de la carcasa.	107
Anexo 11. Carcasa.	108
Anexo 12. Cuerpo de carcasa.	109
Anexo 13. Tapa de carcasa.	110
Anexo 14. Diseño de respirador con todos sus componentes.....	111
Anexo 15. Piezas del respirador completas.	112
Anexo 16. Código de programación.....	113

RESUMEN

El presente estudio se enfocó en el diseño de un respirador artificial para el Centro de Salud Morro Solar, ubicado en la provincia de Jaén, región Cajamarca. La investigación se realizó debido a la carencia de equipos de ventilación en dicha institución, lo que obligaba a trasladar a los pacientes con dificultades respiratorias al Hospital General de Jaén, que contaba con solo 11 dispositivos, limitando la capacidad de atención y afectando la calidad del servicio médico.

El objetivo general de la investigación fue diseñar un respirador artificial que garantizara una solución eficaz y accesible para la atención de pacientes con insuficiencia respiratoria. Para ello, se desarrolló una metodología basada en el estudio de los parámetros biomecánicos de la respiración, el diseño mecánico y electrónico del dispositivo, así como la simulación computacional del funcionamiento del prototipo. Como resultado, se diseñó un respirador artificial que incorporó una leva para regular el ciclo respiratorio, con tiempos de inspiración y exhalación de 1,5 y 2,5 segundos, respectivamente. Se desarrolló un sistema electrónico basado en un microcontrolador que permitió ajustar la frecuencia respiratoria según las necesidades del paciente. El análisis económico demostró que el proyecto era rentable, con un Valor Actual Neto (VAN) de S/ 1,656.80 y una Tasa Interna de Retorno (TIR) del 49.67%, indicando una recuperación de la inversión en un periodo de 9 a 10 meses. En conclusión, el diseño del respirador artificial resultó factible tanto desde un punto de vista técnico como económico. El dispositivo propuesto ofreció una solución accesible y eficiente para la atención de emergencias respiratorias, contribuyendo a la mejora de la capacidad de respuesta del sistema de salud en la región y generando oportunidades para la implementación de tecnologías médicas de bajo costo.

Palabras clave: Respirador artificial, ventilación pulmonar, Covid 19, leva, prototipo.

ABSTRACT

This study focused on the design of an artificial respirator for the Morro Solar Health Center, located in the province of Jaén, Cajamarca region. The research was carried out due to the lack of ventilation equipment in that institution, which forced patients with respiratory difficulties to be transferred to the General Hospital of Jaén, which had only 11 devices, limiting the capacity of care and affecting the quality of medical service. The general objective of the research was to design an artificial respirator that would guarantee an effective and accessible solution for the care of patients with respiratory insufficiency. For this purpose, a methodology was developed based on the study of the biomechanical parameters of respiration, the mechanical and electronic design of the device, as well as the computational simulation of the prototype's operation. In addition, an economic analysis was performed to evaluate the feasibility of the project. As a result, an artificial respirator was designed that incorporated a cam to regulate the respiratory cycle, with inspiration and exhalation times of 1.5 and 2.5 seconds, respectively. An electronic system based on a microcontroller was developed to adjust the respiratory frequency according to the patient's needs. The economic analysis showed that the project was profitable, with a Net Present Value (NPV) of S/ 1,656.80 and an Internal Rate of Return (IRR) of 49.67%, indicating a recovery of the investment in a period of 9 to 10 months. In conclusion, the design of the artificial respirator was feasible both from a technical and economic point of view. The proposed device offered an accessible and efficient solution for the care of respiratory emergencies, contributing to the improvement of the response capacity of the health system in the region and generating opportunities for the implementation of low-cost medical technologies.

Keywords: Ventilator, lung ventilation, Covid 19, cam, prototype.

I. INTRODUCCION

En 2019, surgió una neumonía inicialmente identificada en pacientes de la ciudad de Wuhan, la cual posteriormente fue designada como la pandemia de coronavirus COVID-19. Esta crisis sanitaria se originó por el virus SARS-CoV, extendiéndose globalmente y cobrando numerosas vidas en su propagación. Ginebra (2020). En Perú específicamente Jaén, una provincia afectada por la COVID-19, en el año 2020 se confirmaron 13 557 casos, 445 defunciones. En el año 2021 se confirmaron 7971 casos, 301 defunciones DISA (2021). La dificultad respiratoria se caracteriza por una percepción de esfuerzo o incomodidad al intentar inhalar o exhalar.

Los respiradores artificiales son mecanismos utilizados para cubrir esa necesidad de respiración asistida, esta máquina realiza la función de ventilación de los pulmones. Se consideran dispositivos complejos por su forma secuencial su gran propósito es permitir la circulación del aire en el sistema respiratorio. La importancia del diseño y la simulación permitirá la viabilidad del proyecto. De esta manera el puesto de Salud Morro Solar tendrá un diseño para una previa implementación impulsando la innovación médica a través de la investigación y desarrollo, siendo esenciales para enfrentar situaciones de escasez de recursos al proporcionar soporte vital, brindando asistencia a pacientes con insuficiencia respiratoria

El presente estudio abordó el diseño de un respirador artificial para el Centro de Salud Morro Solar, ubicado en la provincia de Jaén, región Cajamarca. La investigación surgió como respuesta a la insuficiencia de equipos de ventilación en esta institución, lo que generaba la necesidad de trasladar a los pacientes con insuficiencia respiratoria al Hospital General de Jaén, donde la disponibilidad de respiradores era limitada. Este problema evidenció la urgencia de desarrollar una solución accesible y eficaz para la atención de emergencias respiratorias.

Antecedentes de la investigación

Antes de abordar los antecedentes del presente estudio, es fundamental realizar una evaluación crítica de las limitaciones del prototipo en desarrollo. Si bien el diseño ha sido optimizado en un entorno controlado, aún existen incertidumbres sobre su desempeño en condiciones reales. Factores como variaciones ambientales, carga de trabajo fluctuante y la durabilidad de los materiales empleados deben ser analizados con mayor profundidad para garantizar su eficiencia y resistencia a largo plazo. Además, la compatibilidad con infraestructuras existentes presenta retos en términos de interconectividad y sincronización operativa, lo que podría requerir modificaciones estructurales adicionales y generar costos no previstos.

Otro aspecto relevante es la eficiencia energética y la facilidad de mantenimiento del prototipo. Aunque cumple con ciertos estándares, aún se requieren pruebas rigurosas para evaluar su consumo en distintas condiciones operativas y optimizar el uso de recursos energéticos. Asimismo, su diseño debe garantizar un mantenimiento accesible con herramientas convencionales, evitando la necesidad de personal altamente especializado. Estas limitaciones representan oportunidades de mejora que podrán abordarse en fases posteriores del proyecto, con el objetivo de optimizar su desempeño y aplicabilidad en el contexto específico para el que fue diseñado.

Antecedentes Internacionales.

Según Barriga (2021), desarrolló un prototipo de respirador artificial controlado mediante una aplicación móvil, utilizando tecnología de software abierto y dispositivos autónomos. Este sistema permitiría ajustar en tiempo real los parámetros de ventilación y monitorear la condición del paciente de forma remota, demostrando su viabilidad técnica y económica. La estructura lógica

del dispositivo empleó Arduino MEGA 2560 para el control del motor, el programa Cayenne myDevices para el almacenamiento de datos y la aplicación Blynk para la gestión remota. En su funcionamiento, el Arduino activaba un mecanismo que generaba presión en la bomba de oxígeno (AMBU), garantizando su portabilidad y facilidad de uso. Además, integraba sensores para recopilar datos sobre la respiración del paciente y permitir ajustes precisos a través de la aplicación móvil. Se realizaron pruebas que confirmaron la automatización efectiva del dispositivo, su accesibilidad en cuanto a componentes electrónicos y su viabilidad económica. En conclusión, este estudio destaca la importancia del uso de microcontroladores en la optimización del sistema de ventilación y servirá como referencia para nuestro proyecto, especialmente en la implementación de Arduino para controlar la bolsa AMBU y ajustar parámetros clave como velocidad, presión, ritmo y modo de ventilación.

Según Naranjo et al., (2020), desarrollaron un ventilador mecánico emergente para asistencia respiratoria, motivados por la crisis del COVID-19. Su metodología abordó dos aspectos: mecánico y electrónico. En el diseño mecánico, se empleó un sistema de aire comprimido de baja presión, garantizando una instalación sencilla, modular y compacta para facilitar su movilidad. Los componentes neumáticos y médicos se adaptaron a las líneas de inhalación y exhalación, optimizando el espacio disponible para mejorar la ventilación del sistema. En el diseño electrónico, se utilizó el sensor MPX2010DP para medir la presión, el amplificador AD620 para procesar señales y el convertidor ADS1115 para digitalizar datos. Estos elementos se integraron con un Raspberry Pi3 Model B+, que controlaba un motor paso a paso vinculado a un normalizador de presión, permitiendo ajustes precisos en la ventilación del paciente intubado. El estudio concluyó que el ventilador mecánico proporcionaba una monitorización continua del proceso

respiratorio y sentaba bases para futuros desarrollos en unidades de cuidados intensivos. Este artículo servirá como referencia para nuestro proyecto, especialmente en la selección de sensores adecuados y la optimización del diseño neumático y electrónico del sistema de ventilación.

Según el artículo Bajis et al., (2020), desarrollaron un ventilador portátil innovador, diseñado para ser económico, fácil de construir y accesible en zonas con recursos limitados, especialmente para pacientes con COVID-19. Su metodología se basó en un sistema simple compuesto por un tanque de aire de plástico, dos círculos de madera o plástico, un alambre flexible, dos válvulas de retención, un motor DC y una caja de soporte. El mecanismo funcionaba mediante la compresión y expansión del cilindro con alambre, simulando los tiempos de respiración: inspiración al contraerse y espiración al volver a su forma inicial. Además, el movimiento del alambre permitía que el motor actuara como dinamo, generando energía y reduciendo la dependencia de fuentes externas. Aunque el concepto aún está en desarrollo, futuras iteraciones incluirán sensores precisos para mejorar la administración del aire. Este estudio será útil para nuestro proyecto, ya que permitirá explorar soluciones que minimicen la dependencia de energía externa en traslados prolongados de pacientes a otros centros de salud.

Según Rivadeneira (2020), desarrolló un respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación: controlado por presión, volumen y asistido/controlado por el paciente, con el objetivo de ofrecer una solución accesible en situaciones de emergencia y en hospitales con recursos limitados. El prototipo fue ensamblado con componentes económicos y programado mediante un microcontrolador para garantizar su funcionamiento seguro y eficiente. Se realizaron pruebas en maniqués simuladores para validar su desempeño y verificar su cumplimiento con los estándares médicos. Los resultados indicaron que el dispositivo mostró estabilidad en recién

nacidos e infantes, asegurando un suministro adecuado de aire, pero en adultos presentó limitaciones, ya que el volumen de aire suministrado (64,8 ml por ciclo) fue insuficiente, cuando lo requerido es entre 500 y 800 ml. Para mejorar su rendimiento en adultos, se sugiere la implementación de un motor de mayor potencia que supere la resistencia de la bolsa y alcance el volumen necesario. Con un costo inferior a \$400 y un peso de 4 kg, el prototipo es portátil y viable para su aplicación en distintos entornos. Este desarrollo evidencia la importancia de optimizar la estabilidad y eficiencia del sistema, sentando las bases para futuras mejoras en ingeniería médica y ventilación asistida, contribuyendo así a la accesibilidad de estos dispositivos en zonas.

Antecedentes Nacionales

Según Heredia (2021), tuvo como objetivo diseñar y evaluar un ventilador mecánico de bajo costo ante la escasez de estos dispositivos causados por el COVID-19. A diferencia de otros modelos, este ventilador no utiliza una bolsa de resucitador, sino válvulas y un impulsor de aire propio. Durante las pruebas, el prototipo demostró un alto nivel de precisión con un margen de error del 5%, cumpliendo con los requisitos establecidos. Su costo de fabricación fue de aproximadamente 2,500 dólares, lo que lo convierte en una alternativa viable y accesible para el sector de salud. Los resultados obtenidos validan la eficacia del dispositivo y su potencial aplicación en entornos médicos con recursos limitados. Este estudio representa un avance significativo en ingeniería biomédica, contribuyendo al desarrollo de soluciones innovadoras para la ventilación asistida y fortaleciendo la capacidad de respuesta ante emergencias sanitarias.

Febres (2021) tuvo como propósito desarrollar un respirador reutilizable en tejido de punto rectilíneo, con el fin de reducir el riesgo de contagio de COVID-19 en el personal de salud y

trabajadores expuestos. Se aplicó una metodología experimental, donde se fabricaron prototipos en una empresa arequipeña y se validó su eficacia con ensayos microbiológicos en la Universidad Nacional Mayor de San Marcos. En el desarrollo se trabajaron 37 modelos y se realizaron 733 pruebas de eficiencia de filtración utilizando diversos materiales, como poliéster, algodón y fibras de alpaca. Como resultado, se obtuvo un respirador con una eficiencia de filtración del 98.2% para partículas de 0.07 μm , dentro del estándar internacional NIOSH. La conclusión destacó que este dispositivo constituye una alternativa económica y eficaz frente a los respiradores importados, beneficiando al personal sanitario con una opción accesible y reutilizable.

Nunura (2022) tuvo como propósito diseñar y simular un ventilador mecánico no invasivo de bajo costo para pacientes adultos en cuidados críticos. La metodología fue de tipo aplicada, utilizando herramientas como Autodesk Inventor, ANSYS y Microsoft Excel. El desarrollo se centró en un sistema de ventilación tipo piñón-cremallera accionado por un servomotor de 75 RPM con un torque de 22 N·m que comprimía una bolsa AMBU. Se validaron parámetros como frecuencia respiratoria, volumen total y relación inspiración-espriación, demostrando que el dispositivo podía adaptarse a diferentes condiciones fisiológicas. El análisis computacional arrojó resultados positivos respecto a la resistencia mecánica de los materiales utilizados y la eficiencia del sistema de compresión. Se concluyó que el prototipo era técnicamente viable, económicamente accesible y replicable en otros centros de salud con recursos limitados. Además, se evidenció que este tipo de soluciones puede contribuir significativamente a la mejora del sistema de salud regional ante crisis sanitarias.

Fiestas (2024) cuyo objetivo fue analizar cómo el modelo de innovación abierta permitió el desarrollo y despliegue de un ventilador mecánico nacional en Perú durante la emergencia

sanitaria. La investigación fue de tipo cualitativa con enfoque de estudio de caso, centrada en entrevistas, revisión documental y análisis del proceso de co-creación del ventilador MASI. El desarrollo incluyó la colaboración entre universidades, empresas tecnológicas, médicos intensivistas y entidades públicas. Se documentó cómo se eligieron tecnologías accesibles como Arduino, motores de paso, sistemas de alarma y sensores estándar. El análisis reveló que el uso de estándares abiertos y la colaboración entre actores diversos permitió acelerar el diseño, las pruebas clínicas y la aprobación regulatoria del dispositivo. Los resultados demostraron que el ventilador fue una respuesta efectiva en momentos críticos de la pandemia, y que su implementación salvó vidas en hospitales públicos del país. En conclusión, el caso MASI resalta el valor estratégico de la innovación abierta en el diseño de equipos médicos vitales en tiempos de crisis.

Antecedentes locales

Medina (2024) tuvo como objetivo diseñar e implementar un prototipo de respirador mecánico de bajo costo y fácil uso para ayudar a pacientes con problemas de insuficiencia respiratoria en el Hospital General de Jaén. Se desarrolló mediante una metodología aplicada de nivel integrativo, evaluando su funcionalidad a través de pruebas controladas. El desarrollo se centró en la optimización del diseño mecánico y electrónico, utilizando herramientas de modelado en 3D y estableciendo parámetros operativos adecuados. Como resultado, se logró un dispositivo con valores de operación óptimos para adultos, cumpliendo con los estándares básicos de ventilación. Se concluyó que la investigación impulsa el desarrollo de dispositivos biomédicos accesibles y eficientes, promoviendo la independencia tecnológica en el sector salud.

Piedra (2023) tuvo como objetivo desarrollar un ventilador mecánico de emergencia, diseñado específicamente para hospitales rurales con recursos limitados en la región de Cajamarca. Se empleó una metodología experimental aplicada, utilizando materiales de fácil acceso y tecnología de código abierto para la automatización del sistema. En su desarrollo, se realizaron pruebas funcionales en condiciones controladas, verificando su rendimiento en simulaciones de ventilación pulmonar. Como resultado, el prototipo logró replicar con éxito los patrones respiratorios necesarios para la asistencia de pacientes críticos. La investigación concluyó que la implementación de estos dispositivos puede ser una solución efectiva ante la falta de equipos de ventilación en zonas rurales, mejorando la capacidad de respuesta ante emergencias sanitarias.

Problema

Realidad Problemática

El último día del 2019, la OMS informó que se detectó el primer caso de neumonía por un virus en ese entonces desconocido en la capital de Wuhan provincia de Hubei – China. Seis días después, se confirma la identificación del agente patógeno denominándose coronavirus. Pasados los once días del año entrante la Comisión de salud de Wuhan tiene un registro de un total de 41 casos positivos así mismo informó del primer deceso ocasionado por este coronavirus. Dos días después de la primera defunción Tailandia confirma el primer caso positivo en su país. Estados Unidos tiene el primer registro del virus el 21 de enero, tres días después el virus se expandió a Europa. El 11 de febrero la O.M.S le denominó a este coronavirus como COVID-19. Pasado los quince días de la nueva denominación del virus este se extiende por la parte Sur de América. (OMS, 2020) La primera semana de marzo del mismo año se reportó el primer caso positivo en Perú, por parte de un ciudadano que había viajado por diferentes países que habían reportado casos

de contagios. Finalmente es en este mes que la O.M.S le clasifica como una enfermedad pandémica.

Desde el primer caso confirmado de COVID-19 en Perú, la enfermedad se propagó rápidamente, afectando a la provincia de Jaén y otras regiones. En 2020, se registraron 13,557 casos positivos y 445 defunciones, con un pico de mortalidad en julio que representó el 33.4 % del total de fallecimientos. Durante 2021, los contagios continuaron con 7,971 casos confirmados y 301 muertes, siendo abril el mes con mayor número de contagios. (EPIDEMIOLOGIA-DISA, 2021). Desde la fecha de inicio hasta el 31 de julio de 2022 se realizaron un total de 33.131.204 muestras de las cuales 29.221.334 de las pruebas realizadas salieron negativas, 3.909.870 de las muestras realizadas fueron positivas de las cuales 214.303 pacientes fallecieron por dicho virus (Organización Mundial de la Salud, 2022). Estos resultados demuestran el impacto significativo que la pandemia ha tenido en la provincia de Jaén, tanto en términos de casos confirmados como de pérdidas humanas.

La problemática propuesta se centró en la falta de equipos de respiradores artificiales en el Centro de Salud Morro Solar y la consecuente necesidad de trasladar a los pacientes al Hospital General de Jaén, que cuenta con un número limitado de 11 respiradores artificiales. Esta carencia llevó a deficiencias en el tratamiento de pacientes con problemas respiratorios, tanto relacionados con el COVID-19 como con otras circunstancias. Por lo tanto, el objetivo de la investigación fue abordar esta problemática y buscar soluciones para garantizar un tratamiento adecuado y oportuno para los pacientes que requieren asistencia respiratoria en el mencionado centro de salud. Por tanto, el problema de la investigación que se propone será:

Formulación Del Problema

¿Cómo se puede realizar el diseño de un respirador artificial para el centro de salud Morro Solar en la provincia de Jaén región Cajamarca?

Justificación

Justificación social.

El objetivo es diseñar y simular un respirador artificial que pueda implementarse si garantiza efectividad y seguridad en el centro de salud. Su uso evitaría el traslado de pacientes al Hospital General de Jaén y facilitaría el acceso a más familias. Esto contribuiría a mejorar la atención médica y reducir la tasa de letalidad en la provincia. En consecuencia, el dispositivo sería una solución accesible y beneficiosa para la comunidad.

El diseño busca mejorar la atención médica en Jaén, evitando traslados innecesarios y ofreciendo una solución local y accesible para la asistencia respiratoria. Su implementación reduciría complicaciones y consecuencias adversas de problemas respiratorios. En última instancia, se espera un impacto positivo en la salud de la población.

Justificación económica.

Los respiradores artificiales importados son costosos y limitan su disponibilidad, por lo que se busca desarrollar un diseño accesible y asequible para fomentar la producción local.

Esto reduciría la dependencia de importaciones y disminuiría costos adicionales, facilitando su adquisición tanto para centros de salud como para uso personal. Su implementación mejoraría la atención médica en emergencias sanitarias y, en casos como la pandemia de COVID-

19, ayudaría a reducir la tasa de letalidad. Además, garantizaría el acceso oportuno a un dispositivo vital para salvar vidas. En conclusión, un diseño accesible de respiradores artificiales promovería su disponibilidad y contribuiría significativamente al bienestar social.

Justificación técnica.

Esta investigación permitirá el diseño de un respirador artificial y fortalecerá el desarrollo de investigaciones médicas en la facultad de la UNJ. Fomentará la colaboración interdisciplinaria entre ingenieros, médicos y expertos en salud. La universidad se consolidará como un referente en innovación tecnológica aplicada a la medicina. Esto abrirá oportunidades de financiamiento y colaboraciones académicas. El proyecto impulsará el desarrollo de nuevas investigaciones en el área de la salud. Además, contribuirá a la formación de profesionales altamente capacitados en ingeniería y tecnología médica. La aplicación de estos conocimientos beneficiará directamente a los pacientes ya la comunidad.

Objetivos.

Objetivo general

Diseñar un respirador artificial para el Centro de Salud Morro Solar en la provincia de Jaén región Cajamarca 2024.

Objetivos específicos

1. Determinar los parámetros de diseño del respirador artificial.
2. Diseñar y simular el respirador artificial a través de un software de ingeniería.
3. Realizar análisis económico de la implementación del respirador artificial.

II. MATERIAL Y METODOS.

2.1. Determinación de los parámetros del diseño del respirador artificial.

2.1.1. Estudio del aparato respiratorio como un sistema mecánico

La respiración humana es un acto primordial y muy esencial para la vida. La interrupción de este acto no es precisamente mortal si hay algunos medios disponibles para la producir respiración artificial (Palacios, 2014).

2.1.2. Selección del centro de salud

La investigación tuvo la referencia y autorización del Centro de Salud Morro, en la provincia de Jaén, región Cajamarca. Dicha selección se debe a que el centro de salud es de tipo A4 con atención a todo tipo de emergencia lo que lo hace un centro de salud apto para desarrollar este tipo de proyecto.

Ubicación del centro de salud:

- Dirección: Calle Alfredo Bastos N°602 Sector Morro Solar - Jaén
- Coordenadas UTM: 742780 m E; 936775 m S
- Latitud: -5.71555
- Longitud: -78.80795
- Altitud: 763 msnm

Figura 1

Vista Satelital

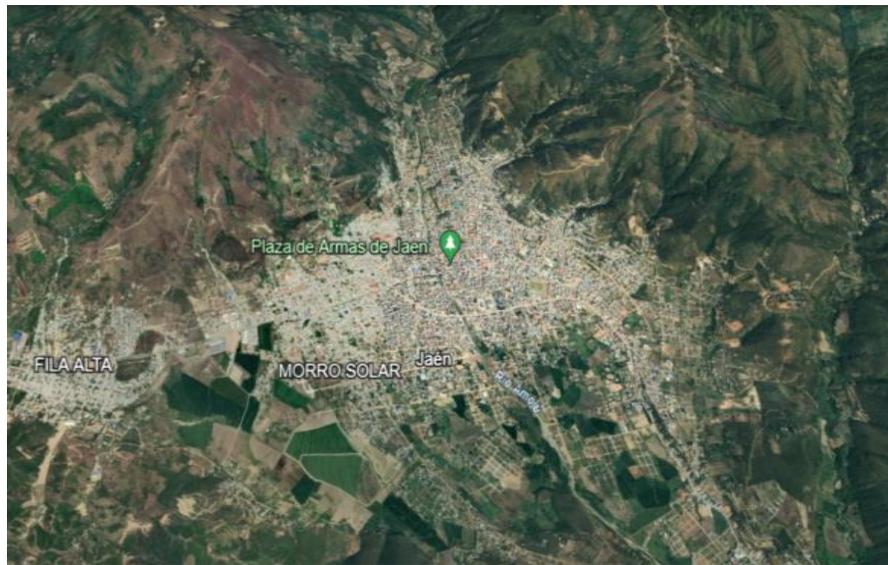


Figura 2

Vista central del Centro de Salud



Figura 3

Ubicación del lugar en el Mapa del Perú



Figura 4

Señalización del lugar - zona



2.1.3. Consideraciones para la selección de materiales.

La selección de materiales para el respirador artificial requiere un análisis exhaustivo para garantizar que cada componente cumpla con los estándares de seguridad, funcionalidad y sostenibilidad económica. Las principales consideraciones incluyen:

- **Toxicidad y biocompatibilidad:**

Dado que el dispositivo interactúa con el aire que respira el paciente, es crucial elegir materiales no tóxicos y biocompatibles. Estos deben cumplir con normativas como la ISO 10993, que regula la biocompatibilidad de materiales en dispositivos médicos.

- **Resistencia a condiciones ambientales:**

Los materiales deben ser resistentes a la corrosión, la humedad y las variaciones de temperatura, especialmente en el caso de los componentes estructurales y mecánicos.

- **Costos y disponibilidad:**

La selección debe equilibrar costos y rendimiento, priorizando materiales accesibles localmente para reducir gastos de transporte y tiempos de fabricación.

- **Facilidad de fabricación y mecanizado:**

Los materiales deben permitir procesos de fabricación eficientes y precisos.

- **Impacto ambiental:**

Considerando la sostenibilidad, se priorizan materiales reciclables o con bajo impacto ambiental en su proceso de fabricación, como la madera de fuentes sostenibles y el acero inoxidable, que puede ser reciclado al final de su vida útil.

Al cumplir con estas consideraciones, el respirador no solo será seguro y funcional, sino también rentable y respetuoso con el medio ambiente, lo que refuerza su viabilidad para su implementación en el Centro de Salud Morro Solar.

2.1.4. Materiales a utilizar

- **Materiales para la carcasa externa:**

La carcasa será fabricada de madera tratada, específicamente madera contrachapada de alta densidad, debido a su resistencia, bajo peso y facilidad de mecanizado. Este material será recubierto con barniz no tóxico o pintura epoxi aprobada para uso en dispositivos médicos, cumpliendo con la normativa ISO 10993-1, que establece los requisitos de biocompatibilidad para materiales en contacto indirecto con pacientes. Este recubrimiento asegura que no se desprendan partículas que puedan comprometer la calidad del aire suministrado.

- **Materiales para los ejes y placas:**

Los ejes y placas serán fabricados de acero inoxidable grado 316, ampliamente utilizado en aplicaciones médicas debido a su resistencia a la corrosión, durabilidad y compatibilidad con procesos de esterilización. Este tipo de acero cumple con la norma ASTM F899, que especifica

materiales para dispositivos médicos. Además, su superficie lisa evita la acumulación de contaminantes y garantiza un funcionamiento mecánico preciso.

- **Materiales para componentes internos del flujo de aire:**

Los componentes que estarán en contacto directo con el aire, como las mangueras y cámaras de respiración, serán de silicona de grado médico y policarbonato. La silicona médica es flexible, resistente a altas temperaturas y cumple con la normativa ISO 10993-5, que regula la seguridad frente a la citotoxicidad. El policarbonato, por su parte, es un material ligero, transparente y resistente, ideal para piezas estructurales y conexiones del sistema respiratorio.

- **Filtros de aire:**

Fabricados con materiales no tejidos, como polipropileno, que cumplan con las especificaciones de filtración de partículas establecidas por la norma ISO 16890.

- **Conexiones y soportes:**

Utilización de tornillos, tuercas y sujetadores de acero inoxidable para garantizar una estructura estable y duradera.

- **Cableado y aislantes:**

Materiales de aislamiento como PVC de grado médico para evitar riesgos eléctricos y garantizar la seguridad del usuario.

2.1.5. Área o ambiente de ubicación para el respirador.

El centro de atención de emergencias al que hace referencia este proyecto tiene unas dimensiones de 4.6 m de largo, 4 m de ancho y 4 m de altura, lo que equivale a un volumen de 73.6 metros cúbicos. Este centro está equipado con dos camillas y un soporte diseñado para alojar un respirador. Asimismo, se ha previsto la ubicación para la alimentación eléctrica de corriente alterna a 220 voltios. Todos estos elementos están en cumplimiento de los requisitos necesarios para una futura implementación.

Figura 5

Medición de Sala de emergencia



Figura 6

Acceso a Sala de emergencia

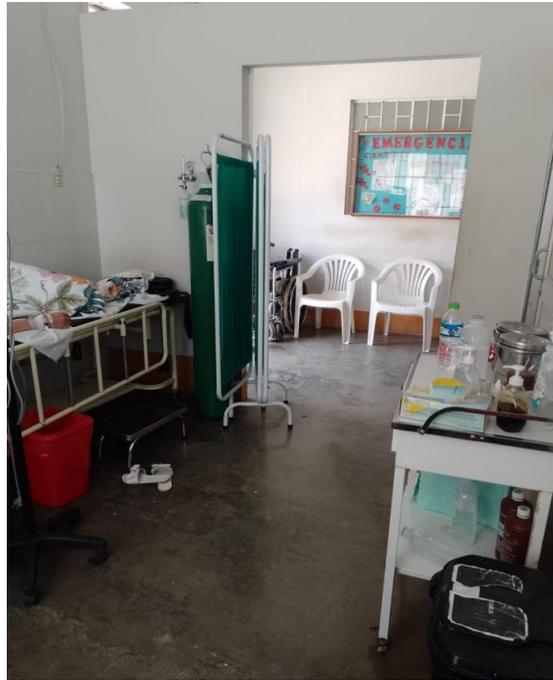


Figura 7

Monitor de Placa



Figura 8

Vista Central de la Sala



2.1.6. Estudio del sistema respiratorio desde la biomédica.

2.1.6.1. Anatomía del aparato respiratorio

a. Vía aérea superior

Nariz: Acondiciona el aire mediante la regulación de humedad y calentamiento, a la par que desempeña la función de filtrar partículas de gran tamaño y facilitar el sentido del olfato.

Faringe: Regula la humedad y el calentamiento del aire, al mismo tiempo que sirve como barrera defensiva contra infecciones, gracias a la presencia de tejido linfoide como las amígdalas palatinas y linguales. Además, proporciona un aislamiento en la vía aérea y coordina la función respiratoria con la deglución.

Laringe: Desarrolla la función de aislar la vía aérea de la digestiva, coordinando la respiración con la deglución. Además, nos ayuda en la fonación mediante las cuerdas vocales y actúa como mecanismo defensivo al propiciar la tos.

Figura 9

Partes de la vía aérea superior



Fuente: Visible Body, 2023

b. Vía aérea inferior:

Tráquea y bronquios: La tráquea, es un tubo de aproximadamente 11 cm extendida desde la laringe hasta los bronquios, estos se dividen en dos bronquios principales, uno derecho y otro izquierdo, dirigidos a cada pulmón. Su función primordial consiste en la conducción del aire hacia porciones distales para facilitar el intercambio gaseoso. Además, participan en la limpieza mediante la producción y transporte de secreciones bronquiales, gracias a la presencia de epitelio ciliado tanto en la tráquea como en los bronquios.

Unidad alveolo-capilar: Cumplen la función de intercambio gaseoso.

Figura 10

Partes de la vía aérea inferior



Fuente: Visible Body, 2023

2.1.6.2. Fisiología y mecánica respiratorio

a. Regulación y control de la respiración:

Ventilación: El ciclo respiratorio ocurre con una frecuencia que varía entre 12 y 16 veces por minuto en estado de reposo. En cada movimiento respiratorio se movilizan aproximadamente 500 ml de aire, denominado volumen corriente. La ventilación pulmonar (V_p) es el producto de la frecuencia con la que respiramos (F) por el volumen corriente (V_c) (Mezquita Pla, Mezquita Pla, Mezquita Mas, & Mezquita Mas, 2011). Así mismo también tenemos la información brindada de los siguientes autores Hadjiliadis & Harron (2023) mencionando que la frecuencia respiratoria normal para un adulto en reposo es de 12 a 20 respiraciones por minuto.

b. Mecánica de la respiración:

Inspiración (activa): Actividad activa muscular para el ingreso de aire.

Espiración (pasiva): Sin actividad muscular para la salida del aire.

Figura 11

Mecánica de la respiración



Fuente: Fisiosaludable, 2017

c. Intercambio gaseoso:

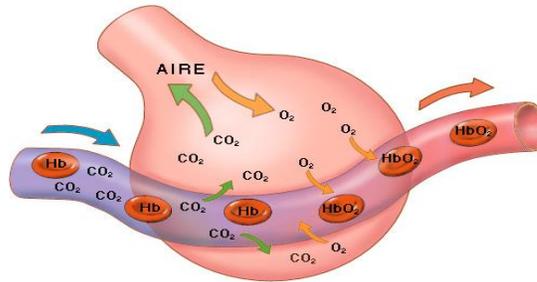
Es una de las funciones más críticas en el diseño de un respirador artificial, ya que se refiere al proceso mediante el cual el dispositivo facilita la entrada de O_2 y la eliminación de CO_2 en el paciente.

d. Transporte de gases en la sangre:

Es asegurar que el O_2 sea entregado a los tejidos de manera eficiente y que el CO_2 sea eliminado adecuadamente, manteniendo la homeostasis respiratoria.

Figura 12

Intercambio de gases



Fuente: Cultura Científica, 2018

2.1.6.3. Determinación de los parámetros biomecánicos del aparato respiratorio.

Los parámetros ventilatorios iniciales se detallan de la siguiente manera:

Tabla 1

Parámetros ventilatorios iniciales

Parámetro	Valor inicial
Modalidad ventilatoria	Controlada por volumen
Volumen minuto (l/min)	7 – 10
Volumen circulante (ml/kg)	4 – 10
Presión inspiratoria	10 – 15 para presión máxima < 30 cm H ₂ O
Frecuencia respiratoria (resp/min)	8 – 25
Flujo inspiratorio (l/min)	40 – 80
PEEP (cm H ₂ O)	5 – 8

Nota: Adaptado de Ramos y Benito (2012).

Frecuencia respiratoria (FR):

Según información recolectada tenemos una frecuencia de 12 a 16 y 12 a 20 respiraciones por minutos para un adulto. A continuación, se procederá a calcular la media.

$$FR = (12 + 16 + 12 + 20)/4$$

$$FR = 15$$

El valor calculado lo podemos fundamentar con la información proporcionada por (Mendoza, 2017) donde considera un valor medio de 15 ciclos/minuto. Por lo que para la fase de inspiración se tendrá un tiempo de 1.5s y para el proceso de espiración se tendrá una duración de 2.5s.

Volumen de espacio muerto (V_D)

El volumen de espacio muerto se refiere a la cantidad de aire inhalado que no participa en el intercambio de gases, ya que permanece en las vías respiratorias como la tráquea y los bronquios. Este aire no llega a los alvéolos, por lo que no contribuye a la oxigenación de la sangre ni a la eliminación de CO₂. En un adulto promedio, el volumen de espacio muerto es aproximadamente 150 mililitros por respiración (Benito & Ramos, 2012).

Peso corporal teórico (PBW)

Considerando una persona del sexo masculino, de 1,65 metros de altura, utilizamos la siguiente expresión:

$$PBW = 50,0 + 0,91 * (\text{altura en cm} - 152,4)$$

$$PBW = 50,0 + 0,91 * (165 - 152,4)$$

$$PBW = 61,466 \text{ kg}$$

Volumen circulante (V_T)

También llamado volumen de corriente, es la cantidad de aire que respira una persona durante la ventilación normal. Se puede determinar en función del peso corporal. El rango establecido para su programación varía entre 4 y 10 ml por kilogramo, dependiendo de las necesidades metabólicas y las características de la función pulmonar. Se trabajará en función de 8 ml/kg.

$$V_T = 8 \frac{\text{ml}}{\text{kg}} * 61,466 \text{ kg}$$

$$V_T = 491,728 \text{ ml}$$

Volumen minuto (V_E)

Se calcula con el producto del volumen de aire movilizado en cada respiración con la frecuencia respiratoria.

$$V_E = V_T * FR$$

$$V_E = (491,728 \text{ ml}) * (15 \frac{\text{resp}}{\text{min}})$$

$$V_E = 7\,375,92 \text{ ml/min}$$

$$V_E = 7,38 \text{ l/min}$$

Volumen minuto alveolar (V_A)

$$V_A = (V_T - V_D) * FR$$

$$V_A = (491,728 \text{ ml} - 150 \text{ ml}) * 15 \text{ resp/min}$$

$$V_A = 5125,92 \text{ ml/min}$$

$$V_A = 5,13 \text{ l/min}$$

Relación entre flujo (\dot{V})

$$\dot{V} = \frac{V_T}{T_I}$$

$$\dot{V} = \frac{491,728 \text{ ml}}{1,5 \text{ s}}$$

$$\dot{V} = 327,82 \text{ ml/s}$$

$$\dot{V} = 3,27 \text{ l/s}$$

Presión inspiratoria (PIP)

$$PIP = R * \dot{V} + P_{plat}$$

Para el cálculo se toma a una resistencia (R) de las vías respiratorias de $5 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{l/s}}$ y su presión base (P_{plat}) de $5 \text{ cm H}_2\text{O}$.

$$PIP = 5 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{l/s}} * 3,27 \text{ l/s} + 5 \text{ cm H}_2\text{O}$$

$$PIP = 21,35 \text{ cm H}_2\text{O}$$

2.1.6.4. Materiales y equipo

2.1.6.4.1. Bolsa Ambu

Las bolsas de resurrección Ambu están diseñadas en tres modelos: adulto, pediátrico, neonatal. Estas bolsas autoinflables no requieren de alguna fuente de gas para volver a expandirse, sino que lo hacen por un mecanismo de retroceso (García, 2011).

El funcionamiento del dispositivo de reanimación flexible consta de una cámara de aire y una máscara que pasa a través de una válvula de cierre. Al comprimir la cámara de aire, o "bolsa", el dispositivo fuerza el aire hacia los pulmones del paciente y, cuando la bolsa se afloja, se infla automáticamente. Una válvula de cierre garantiza que el aire exhalado no regrese a la bolsa. También se puede agregar un tubo endotraqueal o una mascarilla laríngea como complemento a la ruta alternativa en lugar de la mascarilla adjunta (Alcalá, 2012).

Figura 13

Bolsa ambú



Fuente: Guangdong Anysil Silicone Co., 2024

Figura 14

Bolsa Válvula Mascarilla Ambú



Fuente: Asens_Guardian, 2023

Tabla 2

Características técnicas de la bolsa Ambu

Especificaciones	Peso corporal	Descripción
Ambu Resucitador	Desde los 30	Volumen máximo tidal aprox: 700ml
Silicona Oval	kg	Tamaño (Lx D): 291 x 128mm
Adulto		Conector de Paciente: 22/15mm ISO
		Volumen Oxígeno bolsa reservorio: 2600ml aprox
		Conector espiratorio: 30mm macho ISO
		Frecuencia respiratoria: 12 – 25 RPM
		Presiones de entrega alcanzables sin válvula limitadora de presión: > 1 000 ml

Ambu Resucitador	De 10 – 30 kg	Volumen maximo tidal aprox: 450ml
Silicona Oval, pediátrico		Tamano (L x D): 245 x 99mm Conector de Paciente: 22/15mm ISO Volumen Oxigeno bolsa reservorio: 2600ml aprox Conector espiatorio: 30mm macho ISO Frecuencia respiratoria: 14 - 20 RPM Presiones de entrega alcanzables sin válvula limitadora de presión: > 350 ml
Ambu Resucitador	Hasta los 10	Volumen maximo tidal aprox: 450ml
Silicona Neonato	kg	Tamano (Longitud x Diametro): 245 x 99mm Conector de Paciente: 22/15mm ISO Volumen Oxigeno bolsa reservorio: 2600ml aprox Conector espiatorio: 30mm macho ISO Frecuencia respiratoria: 35 - 40 RPM Presiones de entrega alcanzables sin válvula limitadora de presión: > 100 ml

Nota: El cuadro muestra las especificaciones de la bolsa ambu: RPM: revoluciones por minuto o entiéndase también como veces por minuto. Fuente: Alcalá (2012).

2.1.6.4.2. Circuito respiratorio

Un circuito respiratorio es un sistema que facilita la administración y el intercambio de gases respiratorios con el exterior, permitiendo apoyar la respiración del paciente cuando esta es insuficiente. El circuito respiratorio consta de componentes como tubos, válvulas, filtros y

dispositivos de monitorización. El oxígeno y otros gases se mezclan según sea necesario y se suministran al paciente a través de un tubo endotraqueal o una mascarilla. Además, el circuito puede incluir sistemas de control y alarmas para garantizar un suministro de gases seguro y eficiente.

Tabla 3
Especificaciones técnicas de circuito respiratorio semiabierto

Especificaciones	Descripción
Tipo de paciente	Adulto, pediátrico
Tipo	Semiabierto
	Codo - (22M / 15F-15M)
	Conector Y - (22M / 15F-22M)
	Manguera - (22mm, 15mm)
	Tubo intermedio - (22 mm, 15 mm)
	Conector recto - (22F - 22M)
	Válvula de exhalación 2 - (22M-22M- / 15F)
	Válvula de exhalación 1 - (22M-22M- / 15F)

Fuente: (Medical, s.f.)

Figura 1
Circuito respiratorio semi-abierto



Nota: Esta figura muestra el circuito de respiración semiabierto.

Fuente: MedicalExpo., 2024

2.1.6.4.3. Mascarilla

Estas mascarillas cubren tanto la nariz como la boca, asegurando una Ventilación No Invasiva (NIV) efectiva incluso en caso de respiración bucal. Ambas mascarillas oronasaes para NIV pueden moldearse y ajustarse individualmente a la cara del paciente, lo que proporciona un máximo confort y un sellado eficaz. La máscara cuenta con un borde suave y flexible que, al inflarse con la presión de aire del sistema, crea un sello efectivo que minimiza las fugas, proporciona un flujo de aire óptimo a través de las fosas nasales y permite que el paciente respire de manera libre y natural. Además, la cubierta liviana, fabricada en plástico transparente, ofrece una visión clara y sin obstrucciones, lo que ayuda a reducir la sensación de claustrofobia que algunas personas pueden experimentar.

Figura 15

Máscara de Respiración



Fuente: Drägerwerk AG & Co., 2024

2.1.6.4.4. Motor NEMA 17.

Es un motor paso a paso potente, preciso y de dimensiones reducidas ideales para proyectos de electrónica lo que nos permitirá controlar de manera precisa los movimientos de la leva.

Tabla 4

Especificaciones del motor NEMA 17

Especificaciones NEMA 17	
Motor con el eje preaplanado para una tracción perfecta	
Cableado con conectores de 1 metro de longitud	
Bipolar	
Eje	5 x 23 mm ²
Pasos por revolución y 1. 8°	200
Torca de sujeción	3.7 kg·cm

Corriente por fase	1.68 A
Resistencia	1.65 Ohmios/fase
Inductancia	3.6 mH/fase
Inercia del rotor	1.90 oz/cm ²
Dimensión	42 x 42 x 40 mm ³

Nota: La tabla anterior muestra las especificaciones que motor NEMA Fuente: <https://ultra-lab.net/producto/motor-paso-a-paso-nema-17-mt-1703hs168a/>

Figura 16

Motor NEMA 17



Fuente: Sawers Bolivia, 2024

2.1.6.4.5. Fuente de alimentación. Dispositivo que permite la conversión de la energía de corriente alterna a corriente continua.

Figura 17

Cargador



Fuente: WellPCB Technology Co., 2021

2.1.6.4.6. Sensor de flujo proximal reutilizable

Permitirá la medición de la presión, flujo y volumen de manera precisa. Será instalado en el circuito de respiración.

Especificaciones:

- Longitud del tubo: 188 cm
- DE22/DI15, lado del paciente
- Adaptador de calibración
- Cintas de conexión de los tubos

Figura 18

Sensor de flujo proximal



Fuente: Medical-spare-parts., 2024

2.2. Diseño y simulación del respirador artificial a través de un software de ingeniería.

2.2.1. Diseño mecánico

El uso de SolidWorks para el diseño mecánico del respirador artificial es fundamental debido a su capacidad para modelar piezas con alta precisión y permitir simulaciones que garanticen la funcionalidad del sistema. Este software es muy útil para crear representaciones detalladas de los componentes, como las placas, leva, ejes, entre otros. La principal ventaja de SolidWorks es que no solo permite diseñar en 3D, sino que también ofrece herramientas para ensamblar los componentes, asegurando que no haya interferencias entre ellos. Además, su capacidad para realizar análisis de tensiones, deformaciones y simulaciones de movimientos es esencial para prever cómo interactuarán las piezas bajo diversas condiciones de operación.

Los pasos para realizar el diseño mecánico incluyen primero definir los requisitos del respirador, como las revoluciones por minuto y la edad de las personas objetivo. Luego, se comienza con la creación de la geometría básica de las piezas, utilizando las herramientas de

modelado de SolidWorks. Una vez creados los modelos, se realiza un ensamblaje virtual de los componentes para verificar las interacciones entre ellos y se simulan diferentes escenarios para comprobar el comportamiento de los materiales y componentes. Finalmente, tras obtener los resultados de la simulación, el diseño puede optimizarse para mejorar su funcionalidad y eficiencia.

En cuanto al diseño de levas, este proceso es fundamental para controlar el movimiento de la placa en el respirador. El cálculo de la leva implica varios pasos, comenzando por la definición del perfil de la leva y la determinación de las respiraciones por minuto necesarias. A continuación, se calculan los ángulos y coordenadas necesarias para el modelamiento, lo cual es importante para asegurar un movimiento suave y eficiente. Se lleva en cálculo, al software para dimensionarlo y seleccionar el material adecuado, posterior a ello se realiza una simulación en SolidWorks para verificar el diseño.

Para garantizar la calidad del diseño, se deben seguir normativas como la ISO 4156, que proporciona pautas para el diseño de perfiles de levas, y la DIN 3990, que se refiere a los cálculos de mecanismos de levas.

2.2.2. Diseño electrónico

Tinkercad es una herramienta ideal para el diseño electrónico del respirador, especialmente por su facilidad de uso y la capacidad de circuitos similares sin necesidad de hardware físico. Esta plataforma permite diseñar circuitos electrónicos completos necesarios para controlar el respirador, con componentes virtuales como el Arduino UNO, motores CC, resistencias, entre otros. El Arduino UNO es importante programarlo para gestionar las funciones necesarias del

respirador, como monitorear las respiraciones por minuto. Una de las principales ventajas de usar Tinkercad es su interfaz intuitiva, que permite tanto a principiantes como a expertos crear circuitos y simular su comportamiento antes de implementar los componentes físicos.

Los pasos para realizar el diseño electrónico comienzan con la definición de los requisitos, como las respiraciones por minuto, que se usarán para programar el motor CC y el Arduino UNO que se encargará de procesar la información. Después, se construye el circuito en Tinkercad conectando los componentes electrónicos y el microcontrolador, y se realiza una simulación para comprobar su funcionamiento. Durante esta simulación, es posible observar si los componentes responden correctamente a las señales de entrada. Finalmente, después de realizar las verificaciones necesarias y ajustar el diseño según los resultados de la simulación, el diseño electrónico queda listo para ser prototipado.

2.2.3. Funcionamiento del respirador artificial.

Un respirador artificial, también conocido como ventilador mecánico, es un dispositivo médico diseñado para asistir o reemplazar la función respiratoria en pacientes que no pueden respirar de manera eficiente por sí mismos. Se utiliza principalmente en unidades de cuidados intensivos, quirófanos y emergencias médicas para tratar enfermedades pulmonares graves, insuficiencia respiratoria o durante procedimientos quirúrgicos que requieren anestesia general.

El funcionamiento del respirador comienza con la entrada de aire y oxígeno, los cuales se mezclan en proporciones ajustables según las necesidades del paciente. Esta mezcla se suministra a los pulmones a través de un tubo endotraqueal (intubación) o una mascarilla en algunos casos.

La presión y el volumen del aire administrado pueden ser regulados para garantizar una ventilación adecuada, evitando daños pulmonares o colapso alveolar.

Existen diferentes modos de ventilación según el grado de asistencia que necesita el paciente. En el modo asistido-controlado, el ventilador toma el control total de la respiración, mientras que, en la ventilación con presión de soporte, el paciente inicia la respiración y el ventilador solo lo ayuda a completarla. También hay modos intermedios como la ventilación obligatoria intermitente sincronizada (SIMV), que combina respiraciones espontáneas con respiraciones mecánicas. En algunos casos, se utiliza la presión positiva continua en la vía aérea (CPAP) para mantener las vías respiratorias abiertas.

Además, el respirador cuenta con sensores que monitorean en tiempo real parámetros como la presión, el volumen tidal y la frecuencia respiratoria. Si se detecta alguna anomalía, como una obstrucción, una fuga de aire o la ausencia de respiración espontánea, el dispositivo activa alarmas para alertar al médico personal.

Los respiradores artificiales son fundamentales en el tratamiento de pacientes con enfermedades respiratorias graves como el COVID-19, neumonía severa o enfermedades neuromusculares. También son esenciales durante intervenciones quirúrgicas y en unidades de terapia intensiva para garantizar la oxigenación adecuada del paciente.

2.3. Análisis económico del respirador artificial.

2.3.1. Consideraciones de Mercado para Estimar los Beneficios

Para estimar los beneficios económicos del respirador artificial diseñado en este proyecto, es fundamental analizar los precios de dispositivos de tecnología similar en el mercado actual. Se han identificado las siguientes referencias de precios de respiradores artificiales:

- Respirador mecánico básico: S/ 10,000 - S/ 15,000
- Respirador de gama media con monitoreo avanzado: S/ 25,000 - S/ 40,000
- Respirador de alta tecnología con soporte a largo plazo: S/ 50,000 – S/ 80,000

El respirador propuesto en este estudio tiene un costo estimado de fabricación de S/ 2,371.91, lo que representa una alternativa significativamente más accesible en comparación con los modelos disponibles en el mercado. Este factor permite proyectar un alto impacto en la accesibilidad y disponibilidad del equipo en centros de salud con recursos limitados.

Para evaluar los beneficios económicos, se considera que el dispositivo se comercializará a un precio de S/ 6,500, lo que garantiza un margen de ganancia atractivo y al mismo tiempo mantiene su accesibilidad frente a modelos comerciales.

Consideraciones para Determinar la Tasa de Descuento

La tasa de descuento utilizada en el cálculo del Valor Actual Neto (VAN) y la Tasa Interna de Retorno (TIR) se define considerando varios factores clave:

Costo de oportunidad del capital: Se evalúa la rentabilidad esperada de otras inversiones disponibles en el mercado, como bonos del gobierno, depósitos a plazo fijo y otros proyectos similares en el sector de la salud.

Riesgo del proyecto: Se considera la incertidumbre asociada con la fabricación, distribución y adopción del respirador en el mercado. Factores como regulaciones sanitarias, competencia y costos de producción influyen en esta evaluación.

Inflación esperada: Se incorpora la tasa de inflación promedio en el país para garantizar que el análisis financiero refleje el poder adquisitivo real de los ingresos generados.

Tasa de interés bancaria: Se toman en cuenta las tasas de interés ofrecidas por entidades financieras para proyectos de inversión similares en el sector biomédico.

Con base en estos elementos, se propone utilizar una tasa de descuento del 12%, lo cual representa un balance adecuado entre el costo de oportunidad del capital y los riesgos inherentes al proyecto.

2.3.2. VAN

Es una metodología empleada en la evaluación financiera que permite determinar la rentabilidad de un proyecto o inversión. Esta técnica se basa en descontar los flujos de efectivo futuros que se prevé generará la inversión, llevándolos a su valor presente, y luego restando el monto inicial de la inversión realizada. Este proceso ayuda a establecer si el proyecto generará un retorno positivo o negativo, permitiendo una mejor toma de decisiones (Rostagno, Castignani, Mansilla, Rossler, & Osan, 2020). Se expresa de la siguiente manera:

$$VAN = -I_0 + \sum_{n=1}^N \frac{C_n}{(1+r)^n}$$

2.3.3. TIR

Es el porcentaje de descuento que hace que el VAN de todos los flujos de efectivo futuros de un proyecto sea igual a cero. En otras palabras, la TIR representa la tasa de interés que iguala el valor presente de los ingresos proyectados con la inversión inicial realizada (Charles, Sánchez, & Ramírez, 2020). Se interpreta de la siguiente manera:

- Si $TIR >$ Tasa de descuento: El proyecto es económicamente viable, ya que genera un retorno superior al mínimo esperado.
- Si $TIR =$ Tasa de descuento: El proyecto apenas cubre las expectativas, no generando beneficios adicionales.
- Si $TIR <$ Tasa de descuento: El proyecto no es viable económicamente, ya que no alcanza el retorno mínimo esperado.

2.3.4. Consideraciones mecánicas

El costo de la mano de obra es un componente esencial al evaluar la viabilidad económica de la fabricación del respirador artificial. Este costo incluye no solo los salarios de los trabajadores, sino también los gastos asociados con las habilidades necesarias para el diseño y la fabricación del dispositivo en sus aspectos mecánico y electrónico.

El diseño y la fabricación de la parte mecánica del respirador implican varias etapas, como el diseño de las piezas, la fabricación de componentes, el ensamblaje y las pruebas de calidad. En cuanto al diseño de los componentes mecánicos, los ingenieros mecánicos deben dedicar tiempo al uso de software especializado como SolidWorks, lo que implica horas de trabajo en el modelado y simulaciones. El fabricante de piezas debe llevar a cabo el proceso de mecanizado, fundición o inyección de plástico, dependiendo de los materiales seleccionados. Además, es necesario que otro personal se encargue del ensamblaje de los componentes y ajuste de otros mecanismos.

2.3.5. Consideraciones electrónicas

El diseño electrónico incluye la selección de componentes, la programación del microcontrolador Arduino UNO, la creación de los circuitos electrónicos y las pruebas de funcionamiento. El personal encargado realiza el diseño de los esquemas de los circuitos y la integración del Arduino UNO, lo que requiere horas de trabajo tanto en diseño como en simulación. Además, es necesario realizar el proceso de soldadura de componentes en la placa del circuito y verificar la correcta conexión y funcionamiento del sistema.

III. RESULTADOS

3.1. Determinación de los parámetros de diseño del respirador artificial

A continuación, se mencionan los parámetros y materiales utilizados para el desarrollo del diseño y simulación del proyecto.

3.1.1. Sistema de respiración mecánica para pacientes adultos

Frecuencia: 12 - 20 resp/min

Volumen: En cada movimiento respiratorio se movilizan aproximadamente 500 ml de aire denominado volumen corriente.

Presión: Para vencer la resistencia en los pulmones necesitamos de una presión positiva inspiratoria en las vías respiratorias de 10 cm H₂O y de una presión espiratoria positiva en las vías respiratorias de 5 cm H₂O.

Flujo: 6-10 L/ciclo

3.1.2. Parámetros a monitorear

Teniendo como referencia que en pacientes normales su ritmo es el siguiente

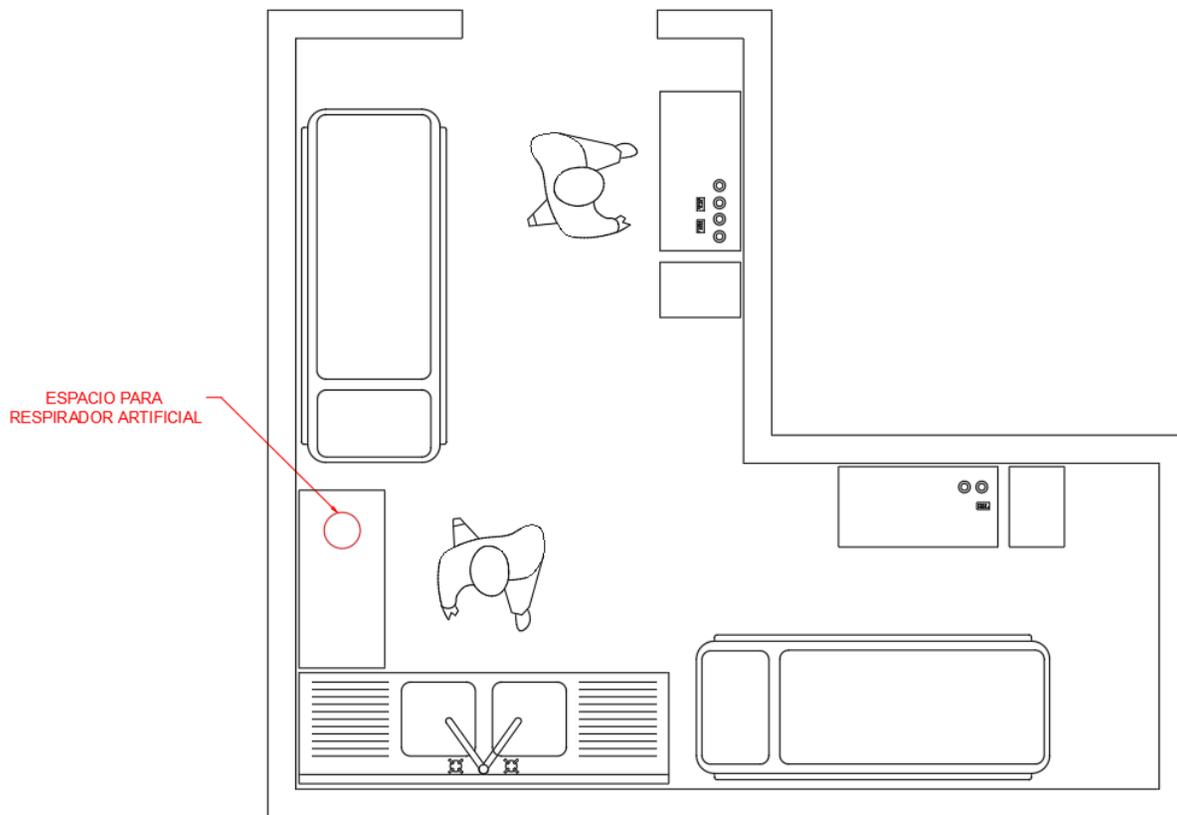
- Frecuencia respiratoria: 12 – 20 ciclos/min
- Frecuencia cardiaca: 60 – 100 lpm
- Saturación: 94 – 100%
- Presión arterial: (<120 / < 90) - (<110 / <80) mm Hg

3.1.3. Dimensionamiento de la sala de emergencia:

En el plano, se observa el espacio determinado para el respirador artificial en una zona próxima a la cama del paciente, con suficiente espacio para el acceso del médico personal, asegurando también la proximidad a las tomas de corriente y oxígeno necesarias para su funcionamiento. El plano con sus medidas correspondientes, mencionadas en apartados anteriores, se puede observar en el Anexo 9.

Figura 19

Plano de la sala de emergencia



3.1.4. Usuario final del respirador

3.1.4.1. Paciente

El usuario final del respirador artificial está dirigido específicamente a pacientes adultos, ya que representan el grupo más vulnerable a enfermedades respiratorias críticas en el Centro de Salud Morro Solar. Esta decisión se fundamenta en datos epidemiológicos que indican una mayor incidencia de patologías respiratorias graves, como el síndrome de dificultad respiratoria aguda (SDRA), neumonías y complicaciones por enfermedades crónicas, en la población adulta. Además, los requerimientos técnicos del diseño, como el volumen tidal y las frecuencias respiratorias

programadas, se ajustan principalmente a las necesidades fisiológicas de este grupo, garantizando un soporte ventilatorio eficiente y personalizado.

3.1.4.2. Operador del sistema

El operador más óptimo para manejar el respirador artificial es el personal médico o de enfermería especializado en cuidados intensivos y manejo de equipos biomédicos. Esta elección se justifica por la experiencia clínica de este personal en situaciones de emergencia y su conocimiento sobre parámetros fisiológicos clave, como frecuencia respiratoria, saturación de oxígeno y signos vitales, que son esenciales para ajustar el funcionamiento del respirador según las necesidades del paciente.

Además, las enfermeras y médicos están capacitados para realizar intervenciones rápidas en caso de fallas técnicas menores o ajustes durante el uso del equipo, asegurando la continuidad del soporte vital. Su formación incluye el manejo básico de tecnología médica, lo que facilita su adaptación al uso de dispositivos como el respirador diseñado.

En casos de mantenimiento preventivo o correctivo avanzado, se contempla la colaboración de un ingeniero biomédico encargado de supervisar y garantizar el funcionamiento óptimo del sistema. Sin embargo, en la operatividad diaria, el médico personal y de enfermería se posiciona como la opción más eficiente y disponible, dado su rol directo en el cuidado del paciente y su permanencia en el entorno hospitalario.

3.1.5. Alimentador para su funcionamiento

El diseño del respirador artificial considera una alimentación eficiente y confiable para garantizar su operatividad continua, diferenciando las necesidades de los aspectos mecánicos y electrónicos.

En el diseño mecánico, se utiliza un motor NEMA 17 de corriente continua, el cual proporciona la potencia necesaria para el movimiento de los mecanismos internos del respirador, como la leva y los ejes. Para adaptar su funcionamiento a la red eléctrica disponible de 220V, se incorpora un convertidor de corriente que transforma la energía eléctrica de la red en la tensión y corriente requeridas por el motor. Este sistema asegura un desempeño estable y prolonga la vida útil del motor. En el diseño electrónico, se utiliza un sistema alimentado mediante una fuente de corriente directa con un regulador de voltaje. Los componentes electrónicos, como el microcontrolador Arduino UNO, requieren una alimentación de bajo consumo.

La fuente seleccionada permite transformar y estabilizar la corriente eléctrica, garantizando la compatibilidad con los dispositivos electrónicos y minimizando el riesgo de fallos debido a fluctuaciones en la red eléctrica.

Ambos sistemas están conectados a la fuente de carga disponible en el Centro de Salud Morro Solar, donde se cuenta con una red eléctrica confiable de 220V, asegurando el suministro continuo de energía al equipo durante su operación.

3.1.6. Descripción de la leva

La imagen representa un mecanismo de leva, un sistema mecánico diseñado para transformar un movimiento rotatorio en un movimiento alternativo o variable. En este caso, el conjunto está compuesto por una placa con una forma irregular que actúa como leva, un soporte de fijación, un eje de articulación y una base deslizante que permite ajustar la posición del sistema.

La leva es el componente principal del mecanismo y presenta una forma asimétrica que define el tipo de movimiento que se transmitirá a un seguidor o componente en contacto con ella. Su diseño es clave para generar un desplazamiento controlado y repetitivo en el sistema. En su centro, posee un orificio donde se inserta un eje de fijación, permitiendo su rotación controlada sobre un soporte.

El soporte es una pieza estructural que sostiene la leva y le proporciona estabilidad durante su funcionamiento. Está unido a una base deslizante, la cual está diseñada con una ranura alargada que facilita el ajuste de posición del mecanismo. Esta base se fija mediante pernos o tornillos, asegurando que la leva opere correctamente sin desplazamientos indeseados.

3.1.7. Procedimiento de ensamblaje

Inspección y Preparación de Piezas

Antes de iniciar el ensamblaje, es fundamental inspeccionar cada componente para asegurar que no haya defectos o deformaciones que puedan afectar su funcionamiento. Se recomienda limpiar las superficies de contacto y verificar que los orificios y ranuras estén libres de rebabas o residuos de fabricación.

Instalación de la Base Deslizante

El proceso comienza con la instalación de la base deslizante sobre la estructura de soporte o bancada donde se fijará el mecanismo. La base cuenta con una ranura alargada que permite ajustar la posición del soporte de la leva. Se colocan los tornillos de fijación en los extremos sin apretarlos completamente, permitiendo realizar ajustes en la alineación si es necesario.

Montaje del Soporte de la leva

Una vez instalada la base, coloque el soporte en la ranura de la base deslizante. Se alinean los orificios del soporte con la ranura de la base, asegurándose de que pueda ajustarse en la posición deseada. Se instalan los pernos de sujeción, los cuales se ajustarán completamente en una etapa posterior, luego de verificar el alineamiento correcto del conjunto.

Fijación de la leva al Soporte.

El siguiente paso es la instalación de la leva sobre el soporte. Para ello, se alinea el orificio central de la leva con el eje de articulación del soporte. Se introduce un pasante o un eje que permita la rotación controlada de la leva, asegurándolo con una tuerca, un pasador o un seguro mecánico según el diseño específico del sistema.

Ajuste y Aseguramiento de la Posición

Con la leva instalada, se procede a realizar los ajustes finales. Se verifica que la leva pueda girar libremente sin interferencias y que el soporte esté correctamente alineado con la base deslizante. Una vez determinada la posición óptima, se aprietan todos los tornillos y pernos de fijación para garantizar la estabilidad del sistema durante su operación.

Prueba de Funcionamiento y Lubricación

Finalmente, se realiza una prueba de funcionamiento para verificar que la leva gire correctamente y transmita el movimiento esperado. Se acciona manualmente o mediante un motor, observando que el mecanismo opere de manera fluida y sin restricciones. Si el sistema requiere un movimiento suave y sin desgaste prematuro, se recomienda aplicar lubricación en los puntos de articulación para reducir la fricción y prolongar la vida útil del conjunto.

3.1.8. Dimensionamiento de la leva

Para perfilar la leva se tiene en cuenta la frecuencia de 15 veces/minuto y un radio de la leva de 4.5 cm por lo tanto se obtuvo los siguientes datos haciendo uso de las ecuaciones plasmadas.

$$\sum t = \textit{T tiempo de ciclo completo}$$

$$\sum t = T_1 + \dots + T_n$$

$$T_n = \textit{T tiempo de cada ciclo}$$

$$T_1 : \quad \text{Elevación 7.09 cm en 0.96 s.}$$

Figura 20

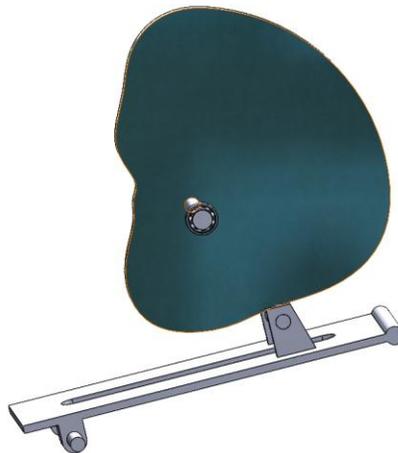
Primer tiempo del ciclo de la leva



T_2 : Detener durante 0.25 s.

Figura 21

Segundo tiempo del ciclo de la leva



T_3 : Elevación 7.09 cm en 0.82 s.

Figura 22

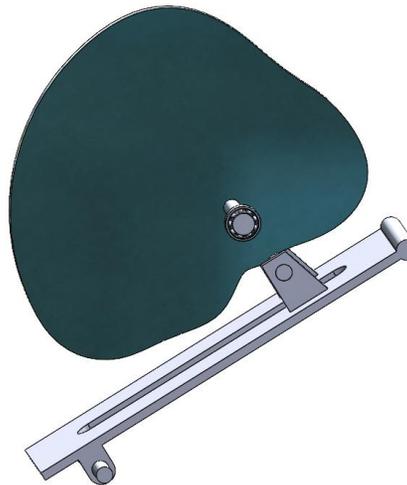
Tercer tiempo del ciclo de la leva



T_4 : Detener durante 0.88 s.

Figura 23

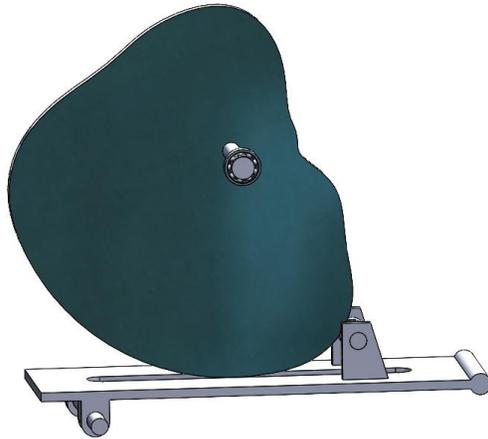
Cuarto tiempo del ciclo de la leva



T_5 : Descender -14.17 cm en 0.84 s.

Figura 24

Quinto tiempo del ciclo de la leva



T_6 : Detener durante 0.25 s.

Figura 25

Sexto tiempo del ciclo de la leva



Conocemos que el tiempo en el ciclo de respiración es de 4 segundos

$$\sum t = 0.96 + 0.25 + 0.82 + 0.88 + 0.84 + 0.25 = 4 \text{ s}$$

Teniendo los tiempos se determinará la velocidad angular requerida para la leva

$$\omega = \frac{1rev}{\sum t} = \frac{1rev}{4s} = \frac{0.25rev}{s} = 15rpm$$

Calculamos el giro en grados de la leva por cada intervalo de movimiento,

$$\beta = w * T_n * \frac{360^\circ}{1rev}$$

$$\beta_1 = \frac{0.25rev}{s} * 0.96s * \frac{360^\circ}{1rev} = 86.4^\circ$$

$$\beta_2 = \frac{0.25rev}{s} * 0.25s * \frac{360^\circ}{1rev} = 22.5^\circ$$

$$\beta_3 = \frac{0.25rev}{s} * 0.82s * \frac{360^\circ}{1rev} = 73.8^\circ$$

$$\beta_4 = \frac{0.25rev}{s} * 0.88s * \frac{360^\circ}{1rev} = 79.2^\circ$$

$$\beta_5 = \frac{0.25rev}{s} * 0.84s * \frac{360^\circ}{1rev} = 75.6^\circ$$

$$\beta_6 = \frac{0.25rev}{s} * 0.25s * \frac{360^\circ}{1rev} = 22.5^\circ$$

$$\sum \beta = \beta_1 + \beta_2 + \beta_3 + \beta_4 + \beta_5 + \beta_6$$

$$\sum \beta = 86.4^\circ + 22.5^\circ + 73.8^\circ + 79.2^\circ + 75.6^\circ + 22.5^\circ$$

$$\sum \beta = 360^\circ$$

Ecuaciones utilizadas:

$$S = h_0 + h_i \left[\frac{\alpha_i}{\beta_i} - \frac{1}{2\pi} \text{sen} \left(2\pi \frac{\alpha_i}{\beta_i} \right) \right] \text{ ecuación (1)}$$

$$S = 5.91 + 7.5 \left[\frac{0}{86.4} - \frac{1}{2\pi} \text{sen} \left(2\pi \frac{0}{86.4} \right) \right]$$

$$S = 5.91 \text{ cm}$$

$$v = \frac{h_i}{\beta_i} \left[1 - \cos \left(2\pi \frac{\alpha_i}{\beta_i} \right) \right] \text{ ecuación (2)}$$

$$v = \frac{7.09}{1.50796447} \left[1 - \cos \left(2\pi \frac{0}{86.4} \right) \right]$$

$$v = 0 \text{ cm/s}$$

$$a = 2\pi \frac{h_i}{\beta_i^2} \text{sen} \left(2\pi \frac{\alpha_i}{\beta_i} \right) \text{ ecuación (3)}$$

$$a = 2\pi \frac{7.09}{1.50796447^2} \text{sen} \left(2\pi \frac{0}{86.4} \right)$$

$$a = 0 \text{ cm/s}^2$$

$$j = 4\pi^2 \frac{h_i}{\beta_i^3} \cos \left(2\pi \frac{\alpha_i}{\beta_i} \right) \text{ ecuación (4)}$$

$$j = 4\pi^2 \frac{7.09}{1.50796447^3} \cos \left(2\pi \frac{0}{86.4} \right)$$

$$j = 81.59 \text{ N/s}$$

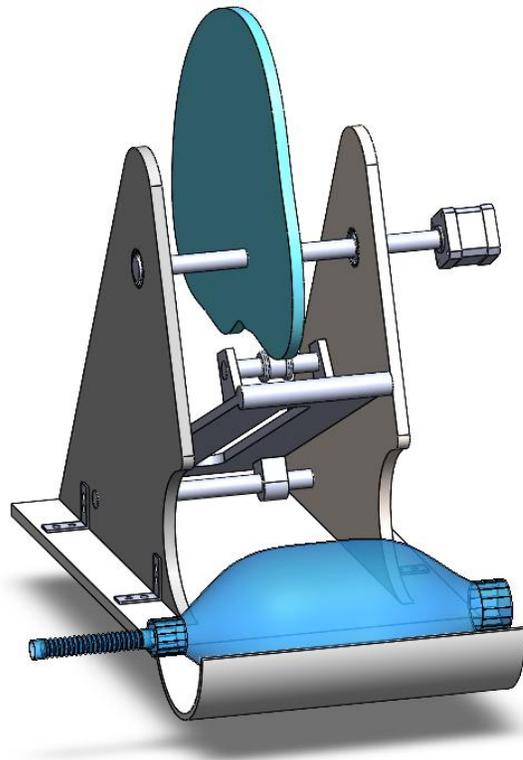
3.2. Diseño y simulación del respirador artificial

3.2.1. Diseño mecánico

Se llevó a cabo el diseño y la simulación del prototipo utilizando el software Solidworks, donde se definieron tanto la estructura como los elementos que integran el mecanismo. Estos componentes fueron ensamblados de manera estratégica para cumplir con los requisitos fundamentales. Se puede observar el ensamblaje en la siguiente figura:

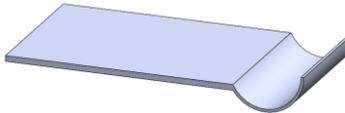
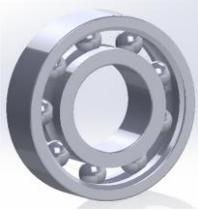
Figura 26

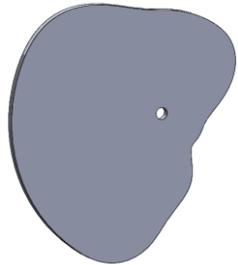
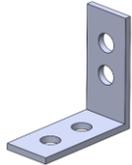
Ensamblaje final del respirador artificial

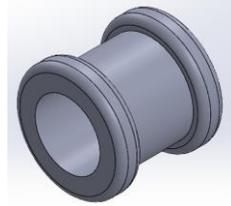
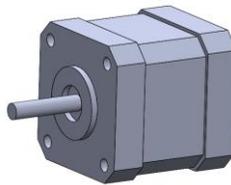
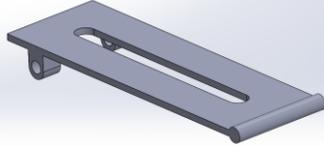


Los elementos que conforman el ensamblaje se detallan a continuación:

Tabla 5*Elementos del diseño del respirador artificial*

Ítem	Descripción	Cantidad	Material	Función	Diseño
1	Plataforma	1	Madera tratada	Sirve como base estructural para soportar y ensamblar todos los componentes del respirador, garantizando estabilidad durante su operación.	
2	Estructura lateral	2	Acero inoxidable	Brinda soporte y rigidez a los ejes, asegurando la correcta alineación de los componentes.	
3	Rodamiento SKF 6002	2	Acero de alta resistencia	Facilita el movimiento rotacional del eje de la leva, reduciendo la fricción y prolongando la vida útil del mecanismo.	
4	Eje de la leva	1	Acero inoxidable	Transfiere el movimiento del motor hacia la leva. Su diámetro reducido minimiza la inercia y permite un funcionamiento más eficiente en términos de energía.	

5	Leva	1	Acero inoxidable	Es el corazón del respirador, responsable de convertir el movimiento rotacional del motor en un movimiento lineal que comprime la bolsa ambú, simulando la respiración.	
6	Bolsa ambú	1	Silicona médica	Proporciona el volumen de aire necesario para asistir la ventilación del paciente.	
7	Eje para placa	1	Acero inoxidable	Facilita el movimiento de la placa, asegurando una transmisión uniforme y precisa de las fuerzas generadas por la leva.	
8	Unión Ángulo 2" x 2"	4	Acero galvanizado	Conecta y refuerza los componentes estructurales del sistema.	
9	Eje para rueda	1	Acero al carbono	Permite la rotación de la rueda, facilitando movimientos suaves en el sistema.	

10	Rueda pequeña	1	Polímero de alta resistencia	Proporciona soporte móvil para el sistema.	
11	Patas niveladoras regulables	2	Acero con recubrimiento de goma antideslizante	Permiten nivelar el equipo, asegurando estabilidad en diversas superficies.	
12	Motor NEMA 17	1	Aleación de aluminio y acero.	Genera el movimiento rotacional necesario para accionar la leva. Este motor cumple con la normativa NEMA, asegurando estándares de calidad y compatibilidad en dispositivos electrónicos.	
13	Placa de movimiento	1	Acero inoxidable	Transfiere el movimiento de la leva hacia la bolsa ambú, garantizando un accionamiento uniforme y controlado	

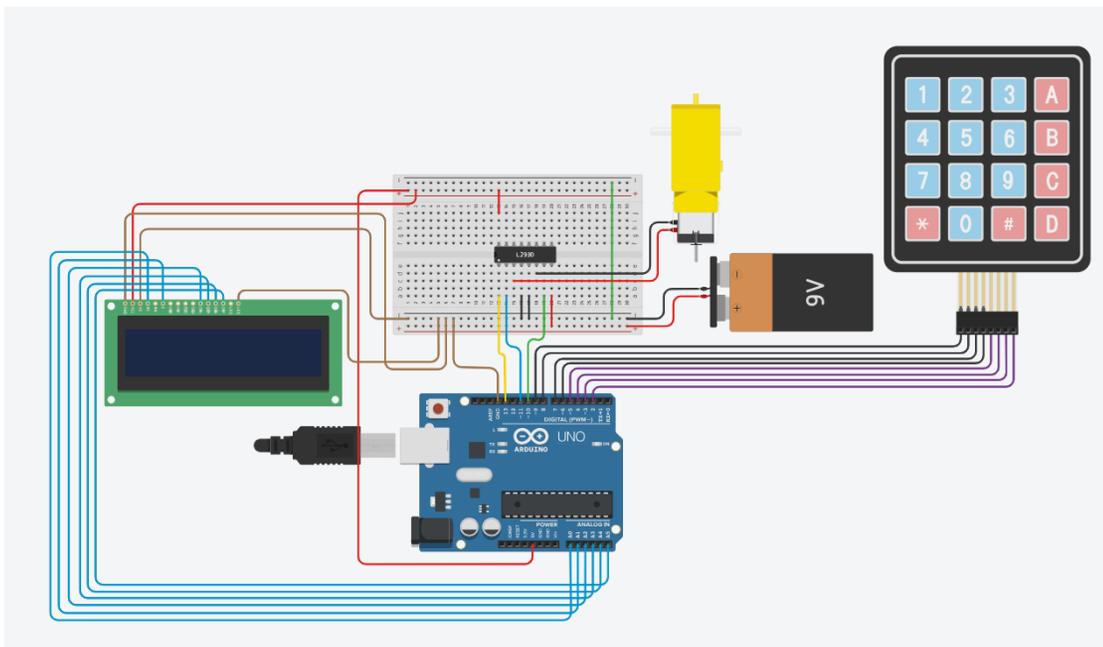
Las medidas de los elementos se observan en el capítulo de Anexos.

3.2.2. Diseño electrónico

El diseño electrónico del prototipo empleando el software TinkerCad, que permitió definir y simular los circuitos necesarios para su funcionamiento. Los diferentes componentes electrónicos fueron organizados de forma óptima para garantizar su correcto ensamblaje y operatividad. A continuación, se presentan esquemas que ilustran la disposición y conexiones:

Figura 27

Diseño electrónico del respirador artificial

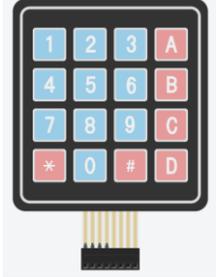
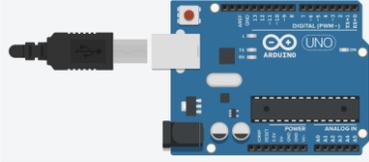
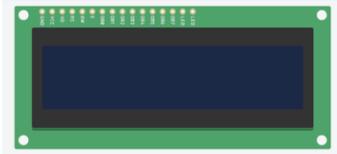


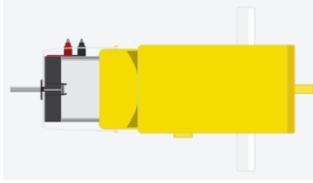
Los componentes que conforman el circuito electrónico son:

Tabla 6

Componentes del circuito electrónico para simulación

Ítem	Elemento	Función	Diseño
------	----------	---------	--------

<p>1 Bateria 9V</p>	<p>Proporciona energía portátil al sistema electrónico, garantizando la alimentación del Arduino UNO y otros componentes cuando no se dispone de una fuente de energía externa.</p>	
<p>2 Teclado 4x4</p>	<p>Permite al usuario interactuar con el sistema, introduciendo parámetros como la frecuencia respiratoria o ajustes específicos según las necesidades del paciente.</p>	
<p>3 Driver L293D</p>	<p>Actúa como un puente H para controlar la dirección y velocidad del motor, permitiendo un accionamiento preciso de los mecanismos que operan el sistema de ventilación.</p>	
<p>4 Arduino UNO</p>	<p>Es el cerebro del sistema, encargado de procesar las señales de entrada, ejecutar el código de control y coordinar la operación de todos los componentes electrónicos. Cumple con estándares internacionales de calidad y compatibilidad eléctrica como la RoHS.</p>	
<p>5 LCD 16x2</p>	<p>Proporciona una interfaz visual para mostrar información relevante, como los parámetros programados y el estado operativo del sistema, facilitando la</p>	

		supervisión por parte del operador.	
6	Motor	Recibe señales del driver L293D para generar el movimiento rotacional necesario para accionar los elementos mecánicos, como la leva, en el sistema de ventilación.	
7	Cables de conexión	Interconectan los diferentes componentes electrónicos, asegurando la transmisión de señales y energía de manera eficiente y confiable.	

Para efectos de la simulación del circuito, se utiliza el motor predeterminado disponible en el software, así como una batería de 9 V que también se incluye por defecto. Sin embargo, en la implementación real se empleará una batería de 12 V y se utilizará un motor NEMA 17.

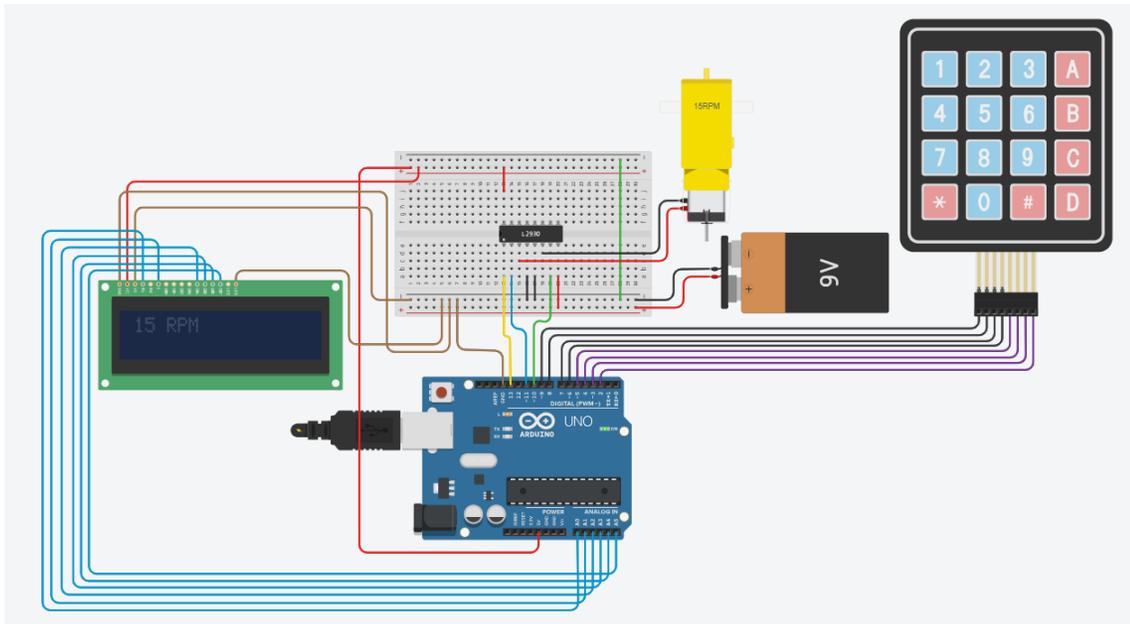
Las funciones que cumple la programación del sistema son las siguientes:

- El encendido y apagado del sistema será con el botón “*” del teclado 4x4.
- Al encender el sistema, le aparecerá un mensaje de bienvenida, el cual se ha programado como “VENTILADOR MECÁNICO”, luego de algunos segundos automáticamente pasará a mostrarle una lista de opciones.
- Con la tecla “C” y “D” podrá subir y bajar respectivamente, para observar el resto de las opciones.
- El circuito está programado para que al presionar la tecla 1, el motor gire a 12 RPM, para la tecla 2, el motor gira a 13 RPM, para la tecla 3, a 14 RPM, y así hasta la tecla 9, donde el motor gira a 20 RPM.

- La tecla “A” se ha programado para parar y darle continuidad al motor. Cuando se pause, en la pantalla LCD aparecerá un mensaje de “PAUSADO”.
- La tecla “B” está programada para realizar la función de retroceder a la lista de opciones.

Figura 28

Simulación del diseño electrónico del respirador artificial



En caso se desee intercambiar y anular los botones para realizar el sistema más interactivo, el teclado 4x4 quedaría de la siguiente manera:

Figura 29

Teclado 4x4 modificado

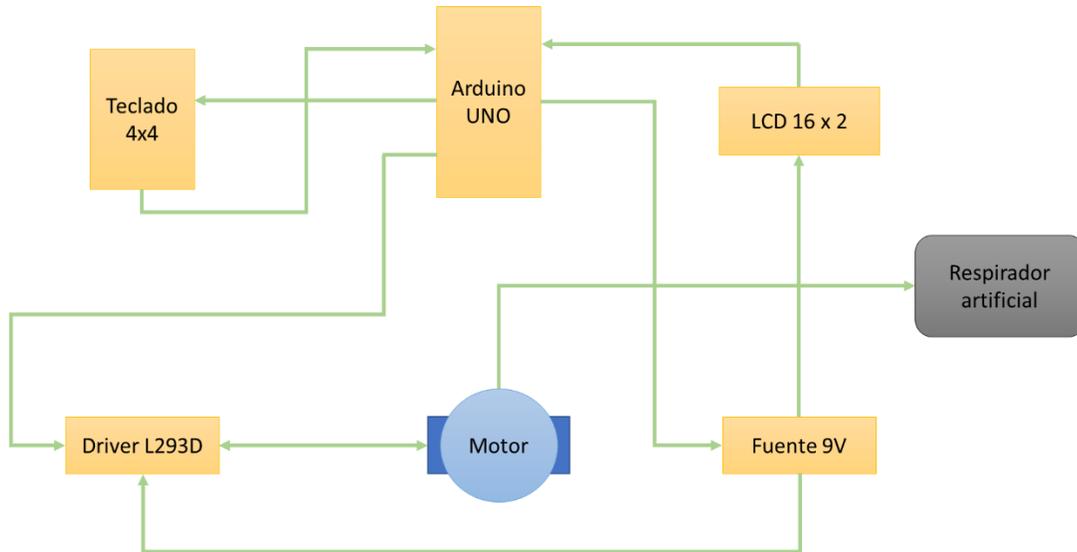


3.2.2.1. Esquemático del sistema electrónico

El siguiente esquema muestra el diseño del sistema electrónico desarrollado para el control del ventilador mecánico. Este sistema integra componentes como un Arduino UNO, un teclado matricial 4x4, un display LCD 16x2, un driver L293D y un motor, todos interconectados para garantizar su funcionamiento. Las conexiones están dispuestas para permitir una interacción sencilla entre el usuario y el sistema, facilitando el control de encendido, velocidad y pausa del motor mediante el teclado, mientras que la pantalla LCD proporciona retroalimentación visual en tiempo real.

Figura 30

Esquemático del sistema electrónico



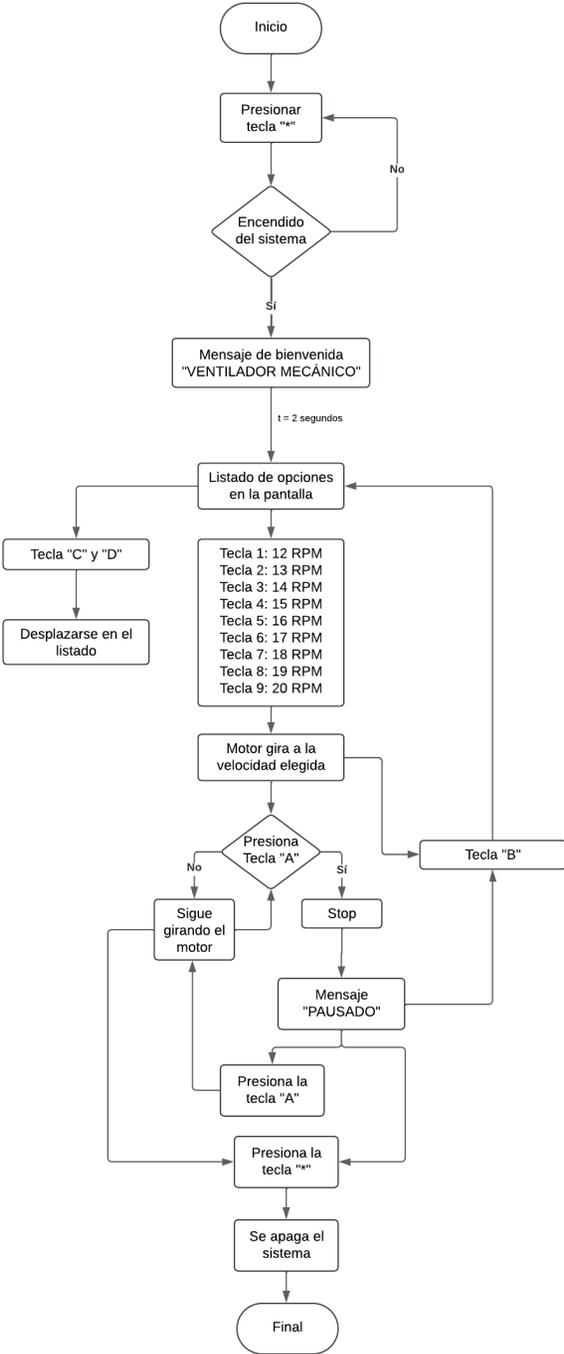
Para complementar la comprensión del sistema electrónico, el esquema completo de las conexiones, incluyendo todas las configuraciones específicas, se presenta en el Anexo 1.

3.2.2.2. Algoritmo de programación

El diagrama de flujo presentado a continuación describe las secuencias lógicas implementadas en la programación del sistema de control del ventilador mecánico. Este sistema permite la interacción del usuario mediante un teclado para encender, configurar velocidades, pausar y apagar el motor, entre otros. Las funciones están diseñadas para garantizar la simplicidad en el manejo del sistema y su adaptación a las necesidades del operador.

Figura 31

Diagrama de flujo



El código de programación que respalda la funcionalidad detallada en el diagrama de flujo ha sido elaborado en lenguaje C++ y cargado en la plataforma Thinkercad. Este código se encuentra en el Anexo 10, donde se incluyen todas las instrucciones necesarias para replicar y ajustar el sistema según los requisitos específicos del proyecto.

3.2.3. Respirador artificial

Un respirador artificial, también conocido como ventilador mecánico, es un dispositivo médico diseñado para asistir o reemplazar la función respiratoria de un paciente que no puede respirar de manera eficiente por sí mismo. Su funcionamiento se basa en la administración de aire, con o sin oxígeno suplementario, hacia los pulmones mediante presión controlada. Este equipo es fundamental en unidades de cuidados intensivos, quirófanos y en el tratamiento de enfermedades respiratorias crónicas o agudas, como la insuficiencia respiratoria causada por afecciones graves.

3.2.4. Componentes de un respirador artificial

El respirador artificial está compuesto por varios elementos esenciales que permiten su correcto funcionamiento. Primero, cuenta con una fuente de aire y oxígeno, que se encarga de mezclar el aire ambiental con oxígeno en proporciones ajustables según las necesidades del paciente. Luego, el circuito de ventilación transporta esta mezcla a través de tubos que conectan el respirador con el paciente mediante una mascarilla o un tubo endotraqueal. Además, posee un sistema de control que permite parámetros regulares como la frecuencia, el volumen y la presión del aire administrado. Finalmente, los sensores y alarmas monitorean constantemente las condiciones del paciente, activándose en caso de detectar valores anormales que requieran intervención médica.

3.2.5. Modos de ventilación

El ventilador mecánico puede funcionar en distintos modos de ventilación, dependiendo del estado y la capacidad respiratoria del paciente. En el modo Asistido-Controlado (ACV), el respirador proporciona respiraciones a un ritmo predefinido, lo cual es útil para pacientes que no pueden respirar por sí mismos. En el modo Presión de Soporte (PSV), el paciente inicia la respiración de manera espontánea, pero el respirador proporciona presión adicional para facilitar la inspiración y reducir el esfuerzo respiratorio. Por otro lado, el modo Ventilación con Presión Positiva Continua (CPAP) mantiene una presión constante en las vías respiratorias, lo que ayuda a evitar su colapso y es comúnmente utilizado en pacientes con apnea del sueño o en la fase de destete del ventilador.

3.2.6. Ciclo de funcionamiento

El funcionamiento del respirador sigue un ciclo de respiración dividido en cuatro fases. La primera es la inspiración, en la que el ventilador introduce aire en los pulmones mediante presión positiva. En algunos casos, se aplica una pausa inspiratoria, donde se mantiene un momento la presión para optimizar el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono en los pulmones. Luego, se da la fase de espiración, en la que el aire sale de los pulmones de manera pasiva cuando la presión disminuye. Finalmente, el sistema realiza un monitoreo y ajustes constantes, donde los sensores analizan la respuesta del paciente y ajustan automáticamente la ventilación para optimizar su funcionamiento y garantizar su seguridad.

3.3. Análisis económico de la implementación del respirador artificial

Las tablas siguientes presentan los elementos mecánicos y electrónicos necesarios para la construcción de un respirador, con sus respectivas unidades, cantidades y costos. Cada componente se ha seleccionado para asegurar la funcionalidad y eficiencia del dispositivo, con un costo total estimado de S/ 1,747.51 y S/. 176.00 para los componentes mecánicos y electrónicos, respectivamente. Esta información permite evaluar el presupuesto necesario para la adquisición y ensamblaje del equipo.

Tabla 7. Cotización de elementos mecánicos

Ítem	Elemento	Unidad	Cantidad	Precio unitario	Precio total
2	Sensor de flujo proximal	Unid.	1	S/ 236.51	S/ 236.51
3	Bolsa ambú	Unid	1	S/ 350.00	S/ 350.00
4	Circuito respiratorio	Unid	1	S/ 171.00	S/ 171.00
5	Mascarilla oronasal	Unid	1	S/ 50.00	S/ 50.00
6	Oxímetro de pulso	Unid	1	S/ 50.00	S/ 50.00
7	Leva	Unid	1	S/ 220.00	S/ 220.00
8	Plataforma	Unid	1	S/ 70.00	S/ 70.00
9	Estructura lateral	Unid	2	S/ 120.00	S/ 240.00
10	Eje de la leva	Unid	1	S/ 35.00	S/ 35.00
11	Eje para placa	Unid	1	S/ 50.00	S/ 50.00
12	Rueda pequeña	Unid	1	S/ 5.00	S/ 5.00
13	Patas niveladoras regulables	Unid	2	S/ 20.00	S/ 40.00
14	Placa de movimiento	Unid	1	S/ 200.00	S/ 200.00
15	Rodamientos SKF 6002	Unid	2	S/ 15.00	S/ 30.00
TOTAL					S/ 1,747.51

Tabla 8. Cotización de componentes electrónicos

Ítem	Elemento	Unidad	Cantidad	Precio unitario	Precio total
1	ARDUINO UNO R3	Unid	1	S/ 50.00	S/ 50.00
2	LCD 16x2	Unid	1	S/ 17.00	S/ 17.00
3	Teclado matricial 4x4	Unid	1	S/ 4.00	S/ 4.00
4	Fuente de alimentación 12V	Unid	1	S/ 20.00	S/ 20.00
5	Driver L293D	Unid	1	S/ 20.00	S/ 20.00
6	Motor NEMA 17	Unid.	1	S/ 65.00	S/ 65.00
TOTAL					S/ 176.00

La siguiente tabla presenta el desglose de costos asociados a la implementación e instalación del respirador, incluyendo materiales (mecánicos y electrónicos), accesorios de instalación, transporte y costos directos.

Tabla 9*Costo total de inversión*

Ítem	Descripción	Costo (S/.)
1	Suministro de materiales	S/. 1,923.51
2	Accesorios para instalación	S/. 150.00
3	Transporte	S/. 80.00
4	Costo directo	S/. 150.00
COSTO SUBTOTAL		S/. 2303.51
IGV (18%)		S/. 68.40
COSTO TOTAL		S/. 2371.91

Es importante mencionar que el IGV se ha calculado únicamente para los accesorios destinados a la instalación, el transporte y los costos directos, excluyendo la cotización del suministro de materiales, ya que este monto en la cotización ya incluye dicho impuesto.

Las herramientas financieras utilizadas en el proyecto de tesis son el VAN Y TIR. Estas herramientas nos ayudarán a analizar la viabilidad económica del proyecto para determinar su viabilidad. Ambas fórmulas están estrechamente vinculadas al flujo de efectivo y tienen como objetivo mejorar la precisión del cálculo del período necesario para que un negocio recupere la inversión inicial.

Flujo de caja

El flujo de caja del proyecto se refiere al dinero que entra y sale durante la implementación del diseño, siendo crucial para comprender la liquidez y la capacidad del proyecto de cumplir con sus obligaciones financieras durante un año.

Tabla 10

Análisis económico

Mes	Inversión inicial (S/.)	Ingresos (S/.)	Egresos (S/.)	Flujo Efectivo Neto (S/.)
0	-2371.91			-2371.91
1		3250	90.00	3160.00
2		50	90.00	-40.00
3		250	90.00	160.00
4		50	90.00	-40.00
5		50	90.00	-40.00
6		450	90.00	360.00

7	50	90.00	-40.00
8	50	90.00	-40.00
9	250	90.00	160.00
10	50	90.00	-40.00
11	50	90.00	-40.00
12	450	90.00	360.00

Valor Neto Actual (VAN): Permitirán analizar y establecer si el proyecto tiene un impacto positivo o negativo, lo que nos ayudará a identificar la rentabilidad de llevar a cabo una inversión. Un Valor Actual Neto (VAN) positivo indica que el proyecto creará valor, mientras que un VAN negativo sugiere lo contrario. Esta es una métrica fundamental para evaluar la viabilidad financiera de un proyecto (1).

$$VAN = -I_0 + \sum_{t=1}^n \frac{F_t}{(1+i)^n} = -I_0 + \frac{F_1}{(1+i)^1} + \frac{F_2}{(1+i)^2} \dots + \frac{F_{12}}{(1+i)^{12}}$$

Donde:

VAN = Valor neto actual

F_t = Flujo de caja en cada periodo de tiempo.

I_0 = Valor del desembolso inicial de la inversión.

n = Numero de tiempo de periodo considerado.

i = Tipo de interés.

Tasa Interna de Retorno (TIR):

Permite conocer la tasa de rendimiento o el porcentaje de rentabilidad del proyecto. Una TIR más alta indica una mayor rentabilidad del proyecto, mientras que una TIR más baja puede sugerir menor rentabilidad o incluso pérdidas.

$$VAN = -I_0 + \frac{F_1}{(1 + TIR)^1} + \frac{F_2}{(1 + TIR)^2} \dots + \frac{F_{12}}{(1 + TIR)^{12}} = 0$$

Análisis económico

Para los ingresos, se ha proyectado la venta directa del ventilador mecánico como la principal fuente de ingresos. Adicionalmente, se ha considerado un servicio de mantenimiento periódico de 200 soles que se realizará cada 3 meses, asegurando el correcto funcionamiento y prolongando la vida útil del equipo. También se incluirán capacitaciones cada 6 meses dirigidas al personal nuevo que manejará el ventilador, el cual tendrá un costo de 200 soles, con el fin de garantizar su correcta utilización y operación segura. Estas capacitaciones generarán ingresos adicionales, ya que formarán parte de un servicio especializado para los centros de salud que adquieran el equipo. Asimismo, se incluye una ganancia por venta de algún repuesto o pieza que se haya malogrado por el mal uso del respirador.

En cuanto a los egresos, se ha considerado un gasto mensual fijo de 90 soles, distribuido en defectos de instalación, personal de mantenimiento y gastos de capacitación. Estas inversiones recurrentes aseguran la operación eficiente del sistema, permitiendo la sustitución o reparación de componentes según sea necesario, así como la capacitación continua para garantizar el correcto manejo y mantenimiento del ventilador mecánico, manteniendo su calidad y cumpliendo con los estándares de seguridad y rendimiento requeridos.

Calculando el Valor Actual Neto, tenemos:

$$VAN = -2371,91 + \frac{3160}{(1 + 0,014)^1} + \frac{-40}{(1 + 0,014)^2} \dots + \frac{360}{(1 + 0,014)^{12}}$$

Una forma rápida y eficiente de calcular el Valor Actual Neto (VAN) es utilizando Microsoft Excel. En este caso, el cálculo arroja un VAN de S/. 670.45, lo que permite evaluar de manera precisa la rentabilidad del proyecto, considerando los flujos de caja proyectados y una tasa de descuento del 14% estipulada por el Banco de la Nación.

La TIR, que en este caso es del 37.86%, muestra la rentabilidad esperada del proyecto, siendo significativamente superior a la tasa de descuento utilizada. Este valor sugiere que el proyecto es altamente rentable.

Por otro lado, el período de retorno, que indica el tiempo necesario para recuperar la inversión inicial, es coherente con el valor de la TIR, demostrando que el proyecto no solo es rentable, sino que también permite recuperar la inversión en un plazo de 9 meses.

DISCUSIÓN

En este proyecto de investigación, se propone un “diseño de un respirador artificial para el centro de salud Morro Solar en la provincia de Jaén región Cajamarca- 2023. La relevancia del diseño y la simulación será importante para garantizar la viabilidad del proyecto. Así, el puesto de Salud Morro Solar contará con un diseño que permitirá fomentar la innovación médica mediante la investigación y el desarrollo.

La determinación de los parámetros de diseño del respirador artificial se llevó a cabo con una meticulosa consideración de las condiciones clínicas y las especificaciones técnicas necesarias para garantizar un funcionamiento eficiente y seguro del dispositivo. En comparación con otros estudios, se destacan ciertos puntos relevantes que subrayan el avance y la aplicabilidad de este diseño.

En esta investigación, se ha definido una frecuencia de respiración de 12 a 20 ciclos por minuto y un volumen de corriente de aproximadamente 500 ml. Este enfoque en la frecuencia y el volumen se alinea con la necesidad de un ventilador que pueda adaptarse a los requisitos específicos de los pacientes en estado crítico, similar a los hallazgos de Heredia, Chunga, De la Cruz Y Zimic (2021), que subrayan la efectividad del diseño propuesto que responda a las demandas respiratorias.

Tal es así que, el proyecto de Ruiz Chambergo se centró en optimizar la ventilación manual con un dispositivo que imita la funcionalidad de una bolsa de ambú. Si bien la investigación de Chambergo utilizó un sistema de manivela-biela-pistón y se enfocó en la respuesta del dispositivo en diferentes contextos clínicos, nuestra investigación se benefició de un diseño automatizado que

contempla la presión inspiratoria y espiratoria, asegurando que el respirador pueda operar, bajo las condiciones más exigentes. La implementación de parámetros como una presión positiva inspiratoria de 10 cmH₂O y una presión espiratoria de 5 cmH₂O, junto con el flujo de 6-10 L por ciclo, refuerza la capacidad de nuestro respirador para manejar situaciones críticas que requieren un control preciso de la ventilación, superando algunas limitaciones observadas en el proyecto de Chambergó, que no logró adaptarse adecuadamente a pacientes neonatales.

El diseño y simulación del prototipo del respirador artificial fueron llevados a cabo utilizando el software SolidWorks, donde se definieron la estructura y los elementos del mecanismo. Este enfoque permitió un ensamblaje estratégico de los componentes, garantizando que se cumplieron los requisitos fundamentales para un funcionamiento eficiente y seguro.

Los resultados obtenidos en nuestra investigación se alinean con los hallazgos previos sobre el diseño y funcionamiento de respiradores artificiales, como se evidencia en el trabajo de Barriga Díaz (2021), que destaca la importancia de la portabilidad y la facilidad de uso en dispositivos. Al igual que su prototipo, nuestro diseño incorpora control a través de una aplicación móvil, lo que refuerza la idea de que la tecnología de software puede mejorar significativamente la accesibilidad y efectividad del tratamiento respiratorio en situaciones críticas. La capacidad de controlar parámetros vitales en tiempo real, como la frecuencia respiratoria y la concentración de oxígeno, es un aspecto que también encontramos importante en nuestro proyecto.

Por otro lado, el enfoque de Naranjo et al. (2020) sobre un ventilador mecánico emergente destaca la necesidad de un diseño mecánico y eléctrico optimizado, que también hemos aplicado en nuestra investigación. La utilización de sensores de presión y la integración de un

microcontrolador para el procesamiento de datos son aspectos que se reflejan en ambos estudios. Sin embargo, a diferencia del trabajo de Naranjo et al., que se centra en un sistema de aire comprimido de baja presión, nuestro diseño busca una mayor adaptabilidad en los modos de operación, lo que nos permite abordar una variedad más amplia de necesidades clínicas.

La propuesta de Bajid et al. (2020) de un ventilador portátil y económico resuena con nuestro objetivo de diseñar un dispositivo que no solo sea funcional, sino también accesible para áreas con recursos limitados. La idea de reducir la dependencia de la energía externa es fundamental y se integra en nuestro diseño a través de la implementación de componentes de bajo costo y un mecanismo que minimiza la necesidad de suministros energéticos constantes. Así, nuestra investigación busca contribuir a la literatura existente al ofrecer una alternativa más flexible y autónoma, adaptándose a escenarios de emergencia y a la infraestructura de salud menos desarrollada.

La implementación del respirador artificial se presenta como una solución viable y económicamente rentable para abordar la necesidad de dispositivos de ventilación en el contexto de atención médica, especialmente en situaciones críticas. El análisis económico realizado, utilizando herramientas financieras como el Valor Actual Neto (VAN) y la Tasa Interna de Retorno (TIR), permite una evaluación detallada de la viabilidad del proyecto.

El VAN calculado de S/. 670.45 indica que el proyecto generará un valor positivo, lo que implica que los ingresos esperados superarán los costos de inversión. Este resultado es alentador y sugiere que la iniciativa es financieramente sólida. La TIR de 37.86%, significativamente superior a la tasa de descuento del 14%, refuerza esta conclusión, ya que sugiere que el proyecto no solo es

rentable, sino que también ofrece un rendimiento atractivo en comparación con otras oportunidades de inversión.

El período de retorno, estimado en 9 meses, es un indicador adicional de la viabilidad del proyecto. Este tiempo relativamente corto para recuperar la inversión inicial permite a los inversionistas evaluar el riesgo asociado, pues una recuperación rápida reduce la exposición a incertidumbres futuras. Este aspecto es particularmente relevante en el contexto de la atención médica, donde la demanda de respiradores puede ser volátil y se espera que crezca en situaciones de crisis sanitaria.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

La determinación de los parámetros de diseño del respirador artificial permitió establecer un sistema de ventilación mecánica eficaz para pacientes adultos en estado crítico. Se definieron la frecuencia respiratoria, el volumen corriente y las presiones inspiratorias adecuadas, asegurando una ventilación óptima. Además, la selección de materiales no tóxicos y el dimensionamiento adecuado del entorno de uso garantizaron un dispositivo seguro y funcional.

El diseño y simulación del respirador artificial mediante software de ingeniería validaron su viabilidad técnica. A través de herramientas como SolidWorks y TinkerCad, se optimizó el ensamblaje mecánico y la integración de los circuitos electrónicos. La implementación del microcontrolador Arduino UNO permitió un control preciso del ciclo respiratorio, asegurando su adaptabilidad a distintas condiciones clínicas.

El análisis económico del respirador artificial demostró su viabilidad financiera. Se obtuvo un Valor Actual Neto (VAN) de S/ 1670.45 y una Tasa Interna de Retorno (TIR) del 37.86%, confirmando que la inversión es rentable. Además, el período de retorno estimado en 9 a 10 meses minimizó los riesgos económicos y garantizó un rápido retorno de la inversión.

En conclusión, el diseño del respirador artificial propuesto resultó factible desde una perspectiva técnica y económica. Su implementación permitiría mejorar la capacidad de respuesta ante emergencias respiratorias en el Centro de Salud Morro Solar, reduciendo la dependencia de traslados a hospitales con infraestructura limitada y fortaleciendo la atención médica en la región.

RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar pruebas experimentales adicionales para verificar el desempeño del respirador artificial en diferentes escenarios clínicos. Esto permitirá validar la precisión de los parámetros de ventilación establecidos, asegurando su eficacia en la atención de pacientes adultos en estado crítico.

Se sugiere optimizar el diseño mecánico y electrónico del respirador artificial mediante iteraciones basadas en simulaciones avanzadas. La incorporación de sensores adicionales y algoritmos de control mejorados podría incrementar la eficiencia y adaptabilidad del dispositivo a diversas condiciones médicas.

Se aconseja realizar un estudio de mercado para evaluar la viabilidad económica del respirador en un entorno real. Esto incluiría la estimación de costos de producción, estrategias de financiamiento y posibles asociaciones con entidades de salud para su implementación y distribución.

Finalmente, se recomienda gestionar alianzas con instituciones de salud y organismos gubernamentales para facilitar la implementación del respirador en centros médicos con recursos limitados. Esto garantizará su uso adecuado y contribuirá a la mejora de la capacidad de respuesta ante emergencias respiratorias en la región.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

Alcala. (14 de Marzo de 2012). *Ambu*. Obtenido de https://www.google.com/url?sa=i&url=https%3A%2F%2Fwww.ambu.es%2FAdmin%2FPublic%2FDownload.aspx%3Ffile%3DFiles%252FFiles%252FDownloads%252FAmbu%2BES%252FEmergencias%252FCatalogo_Emergencias.pdf&psig=AOvVaw2qwxTMwJHy8-WsS4Qgcj0d&ust=1708700821885000&source=

Bajid, B. e., Hammoumi, A. E., Motahhir, S., Lebbadi, A., & Ghzizal., A. E. (2020). Preliminary design of an innovative, simple, and easy-to-build. *Revista Euromediterránea de Integración Ambiental 2020*, 4.

Bajid, B. e., Hammoumi, A. E., Motahhir, S., Lebbadi, A., & Ghzizal., A. E. (2020). Preliminary design of an innovative, simple, and easy-to-build. *Revista Euromediterránea de Integración Ambiental 2020*, 4.

Barriga Diaz, R. A. (2021). *Desarrollo e implementación de un prototipo de respirador artificial controlada por una aplicación móvil para pacientes con enfermedades respiratorias*. Universidad de Guayaquil. Facultad de Ciencias Matemáticas y Físicas. Carrera de Ingeniería en Networking y Telecomunicaciones.

Benito, S., & Ramos, L. (2012). *Fundamentos de la ventilación mecánica*. Barcelona: Marge Médica Books. Obtenido de <https://www.anestesia.org.ar/assets/downloads/articles/273/226-Fundamentos-ventilacion-mecanica.pdf>

Canet, J. (2006). *Fisiología respiratoria*.

- DÍAZ, O. (2008). Equipamiento en ventilación no invasiva. *Revista chilena de enfermedades respiratorias*, 251-262. doi: <https://dx.doi.org/10.4067/S0717-73482008000300013>
- DISA, E. . (5 de Julio de 2021). *Direccion Sub Regional de Salud Jaen*. Obtenido de <http://www.disajaen.gob.pe/boletines>
- EPIDEMIOLOGIA-DISA. (2021). *SALA SITUACIONAL COVID 2019 (CORONAVIRUS)*. Jaen.
- Garcia, A. L. (2011). Ventilacion y oxigenación en situaciones de urgencia. *FAPap*, 4(3), 194-202. doi:https://fapap.es/files/639-738-RUTA/FAPAP3_2011_09.pdf
- Ginebra. (11 de Marzo de 2020). *Organizacion Mundial de la Salud*. Obtenido de <https://www.paho.org/es/noticias/11-3-2020-oms-caracteriza-covid-19-como-pandemia>
- Hadjiliadis, D., & Harron, P. (5 de 3 de 2023). *MedlinePlus en español*. Obtenido de MedlinePlus en español: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/007198.htm>
- Heredia, O., Chunga, X., De la Cruz, L., & Zimic, M. (2021). Diseño y Evaluacion de un Ventilador Mecanico. *Scielo Preprints*, 14.
- Machado, V. R., & Hernandez, A. F. (2001). *Manual para la instruccion del socorrista*. Damujo Rodas 2007.
- Marquez, L. F. (2016). *Ventilacion mecánica en UTI, protocolo cuidados enfermeros*. Cordoba.
- Medical, E. (s.f.). *Medical EXPO*. Obtenido de <https://www.medicalexpo.es/prod/plasti-med/product-69708-639217.html>: <https://www.medicalexpo.es/prod/plasti-med/product-69708-639217.html>
- Medina Delgado, A., & Jiménez Mondragón, A. S. (2023). *Diseño e implementar un prototipo de respirador mecánico para pacientes con problemas de insuficiencia respiratoria en el*

- Hospital General de Jaén*. Universidad Nacional de Jaén, Jaen. Obtenido de <http://repositorio.unj.edu.pe/handle/UNJ/603>
- Mendoza, G. G. (06 de Junio de 2017). *Monografias*. Obtenido de <https://www.monografias.com/trabajos94/biofisica-de-respiracion/biofisica-de-respiracion>
- Mezquita Pla, C., Mezquita Pla, J., Mezquita Mas, B., & Mezquita Mas, P. (2011). *Fisiologia Medica Del Razonamiento Fisiologico al Razonamineto Clinico*. Medica Panamericana.
- Monje. (24 de Julio de 2019). *Apuntes de Fisiología Respiratoria*. Obtenido de <https://www.docsity.com/es/apuntes-de-fisiologia-respiratoria-1/5343755/>
- Naranjo, C., Flor, O., Tapia, J., Flores, E., Coba, A., & Chango, E. (2020). Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión. *Universidad; Ciencai y Tecnologia*, 13.
- NORTON, R. (2009). *DISEÑO DE MAQUINARIA, SINTESIS DE ANLISIS DE MAQUINAS Y MECANISMOS, CUARTA EDICION*. MEXICO: McGRAW-HILL/INTERAMERICANA EDITORES, S.A. DE C.V.
- Organizacion Mundial de la Salud*. (31 de marzo de 2020). Obtenido de <https://iris.paho.org/handle/10665.2/52404>
- Organizacion Mundial de la Salud. (5 de agosto de 2022). *paho.org/es*. Obtenido de [paho.org/es: https://www.paho.org/es/respuesta-emergencia-por-covid-19-peru](https://www.paho.org/es/respuesta-emergencia-por-covid-19-peru)
- Oscar, H., Xioamra, C., Cruz, L. d., & Zimic, M. (2021). Diseño y Evaluacion de un Ventilador Mecanico. *Scielo Preprints*, 14.

Palacios, J. R. (6 de Noviembre de 2014). *Enfermera virtual*. Obtenido de <https://www.infermeravirtual.com/files/media/file/97/Sistema%20respiratorio.pdf?1358605430>

Rivadeneira Diaz, S. P. (2015). *ENSAMBLE Y PROGRAMACIÓN DE UN PROTOTIPO DE RESPIRADOR ARTIFICIAL DE BAJO COSTO CON TRES MODOS DE OPERACIÓN*. Quito.

Rivadeneira, S. P. (2015). *ENSAMBLE Y PROGRAMACIÓN DE UN PROTOTIPO DE RESPIRADOR ARTIFICIAL DE BAJO COSTO CON TRES MODOS DE OPERACIÓN*. Quito.

Ruiz Chambergo, P. (2017). *Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria*. Universidad de Piura.

Ruiz, P. D. (2017). *Diseño, simulación y control de un resucitador para pacientes con dificultad respiratoria*. Piura.

AGRADECIMIENTO

Primero, deseo expresar mi agradecimiento a Dios por brindarnos la oportunidad de seguir vivo y completar esta etapa maravillosa. Quiero agradecer profundamente a todos aquellos que hicieron realidad este sueño y a quienes me acompañaron en todo momento, siendo mi inspiración, apoyo y fortaleza. Quiero dedicar un agradecimiento especial a Dios, mis padres, mis hermanos, mi amada y admirable hija, y mi esposo, por enseñarme que el verdadero amor es el deseo innato de ayudar al otro a superarse.

Rosa Angelica Monteza Loayza

Agradecimiento

Agradezco a Dios, por darme sabiduría, inspiración y fuerzas para seguir ante lo adverso y darme la oportunidad de lograr este sueño anhelado.

Segundo Adan Oyos Heredia

También quiero expresar mi gratitud a la Escuela Profesional de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, así como a nuestros asesores, el Ing. Mg. Lenin Franchescolet Nuñez Pintado y el Ing. Mg. Linder Cabrera Torres, y a la encantadora secretaria Linda Gavidia. Agradezco sinceramente a todos los profesores que formaron parte de nuestras vidas y que, con su enseñanza, apoyo y formación, sentaron las bases de nuestra carrera profesional.

DEDICATORIA

A mi madre Consuelo Heredia y a mi padre mi fuente de inspiración y sabiduría, aunque ya no estes físicamente conmigo, tu espíritu y amor continúan guiándome en cada paso de este camino.; ustedes son parte de este logro por haberme forjado como la persona que soy en la actualidad, por brindarme su amor y sabiduría, para seguir durante las dificultades y nunca rendirme.

Segundo Adan Oyos Heredia.

Esta tesis está dedicada a Dios, quien me ha guiado por el buen camino, me ha acompañado y no ha desfallecido ante las adversidades. A mis padres, hermanos y hermanas, les agradezco su amor, apoyo y consejos, por brindarme la oportunidad de una vida mejor y por desear que supere sus logros. Ellos me han dado todo lo que soy: mis valores, principios, carácter, perseverancia y coraje para alcanzar cada objetivo y logro.

A mi compañero, amigo y esposo, y a ti, mi pedacito de cielo, mi adorada hija Hannah Juliette, les dedico este trabajo como un homenaje a la colaboración, paciencia y comprensión que me han brindado a lo largo de este viaje académico. Su presencia es mi fuerza y un regalo invaluable, y este logro es nuestro. Y a ustedes compañeros, quienes no solo compartimos aulas durante cinco años, sino que también fueron mi familia, mi fortaleza y mi apoyo. Estoy orgullosa de cada uno de sus logros y los llevo en mi corazón. IME 2017-2, ustedes son parte esencial de este camino.

Rosa Angelica Monteza Loayza

ANEXOS

Anexo 1. Piezas de ensamblaje

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Plataforma	1
2	Estructura lateral	2
3	Rodamiento SKF 6002	2
4	Eje de la placa	1
5	Leva	1
6	Bolsa ambú	1
7	Eje para resorte	1
8	Unión ángulo 2" x 2"	4
9	Eje para rueda	1
10	Rueda pequeña	1
11	Patas niveladoras regulables	2
12	Motor NEMA 17	1
13	Placa de movimiento	1

TÍTULO: DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAEN REGION CAJAMARCA- 2024

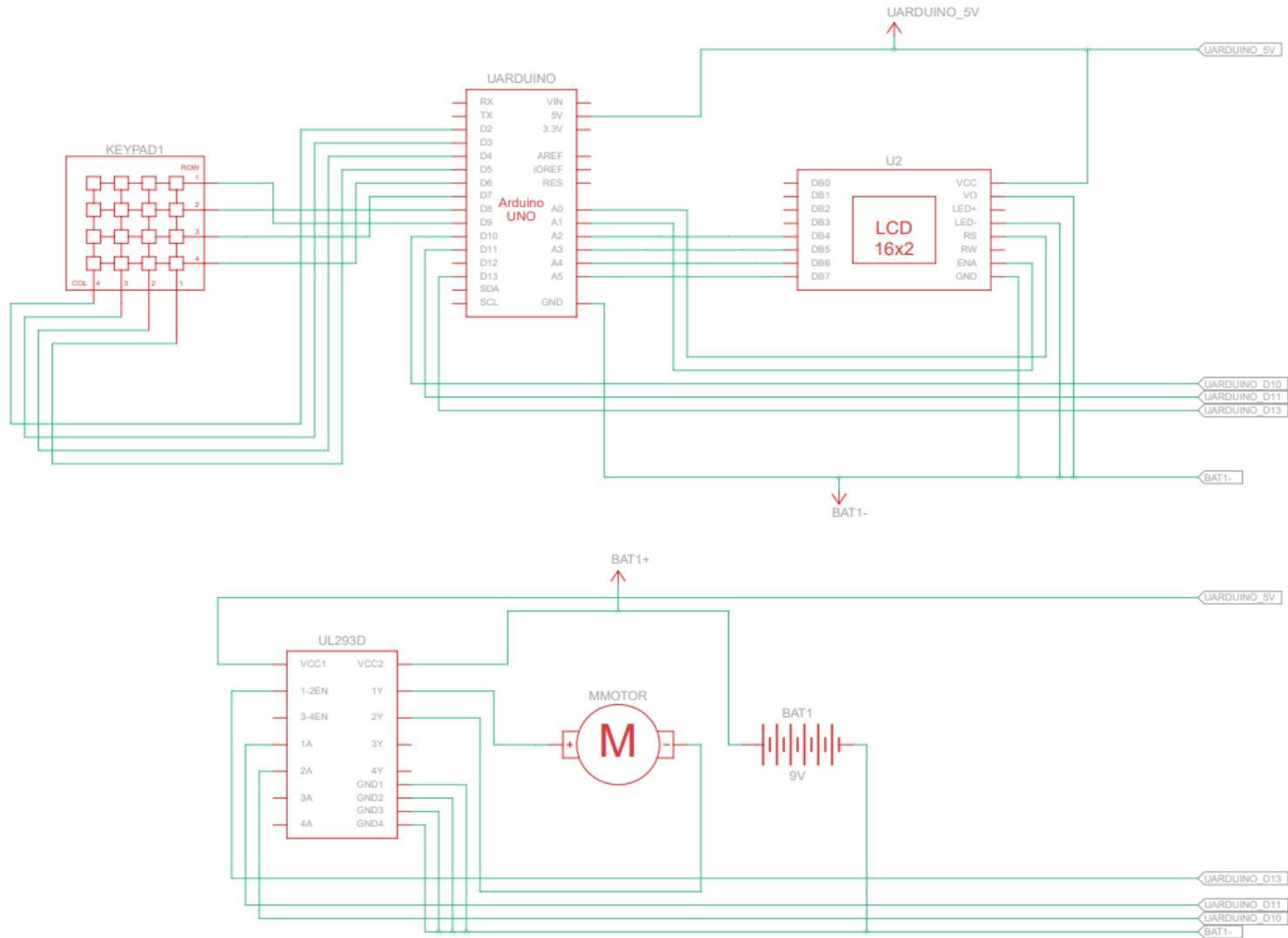
NOMBRE DEL DIBUJO: PIEZAS DE ENSAMBLAJE

AUTORES: Bach. Rosa Angelica Monteza Loayza
 Bach. Segundo Adan Oyo Heredia

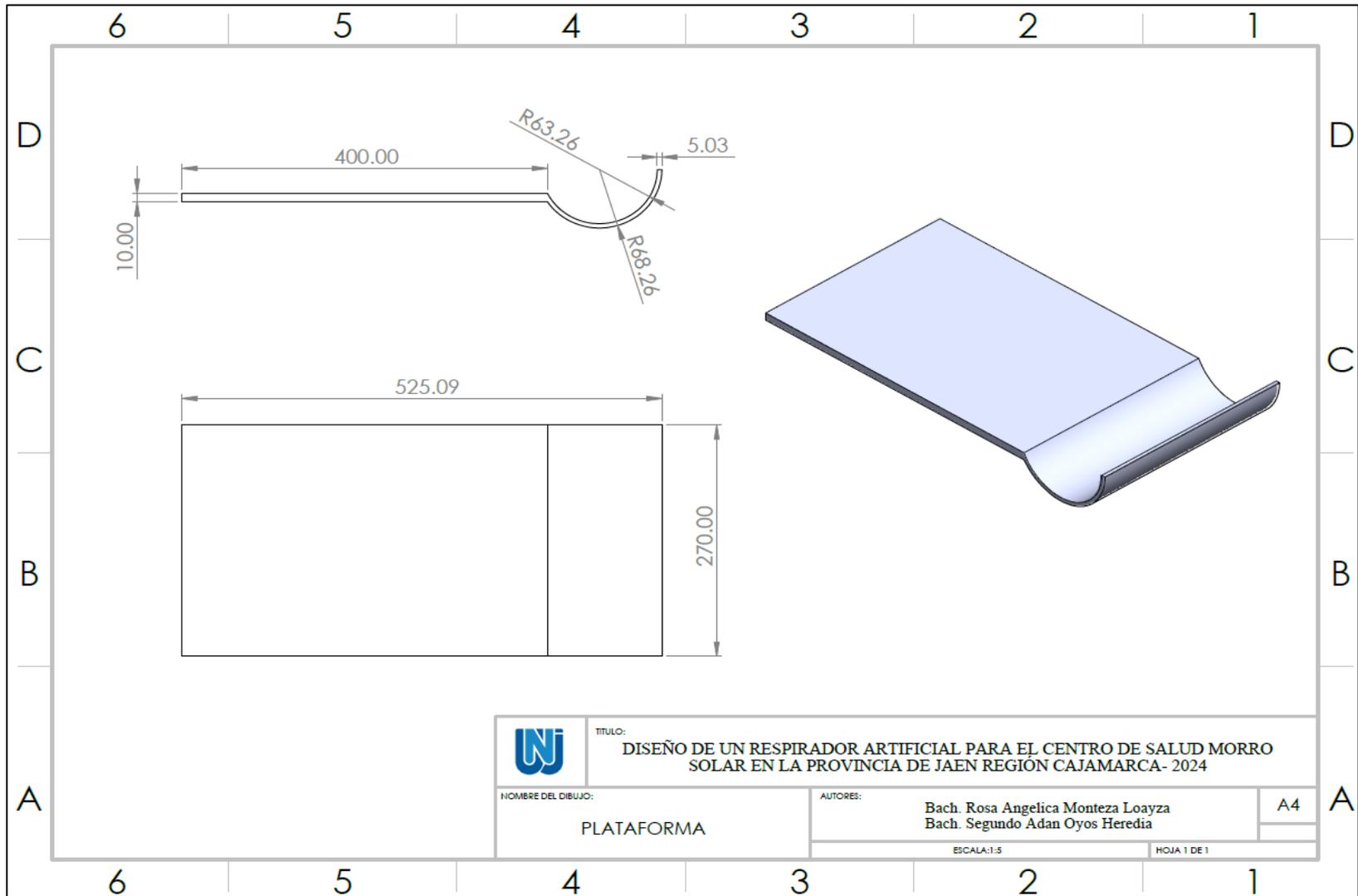
ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1

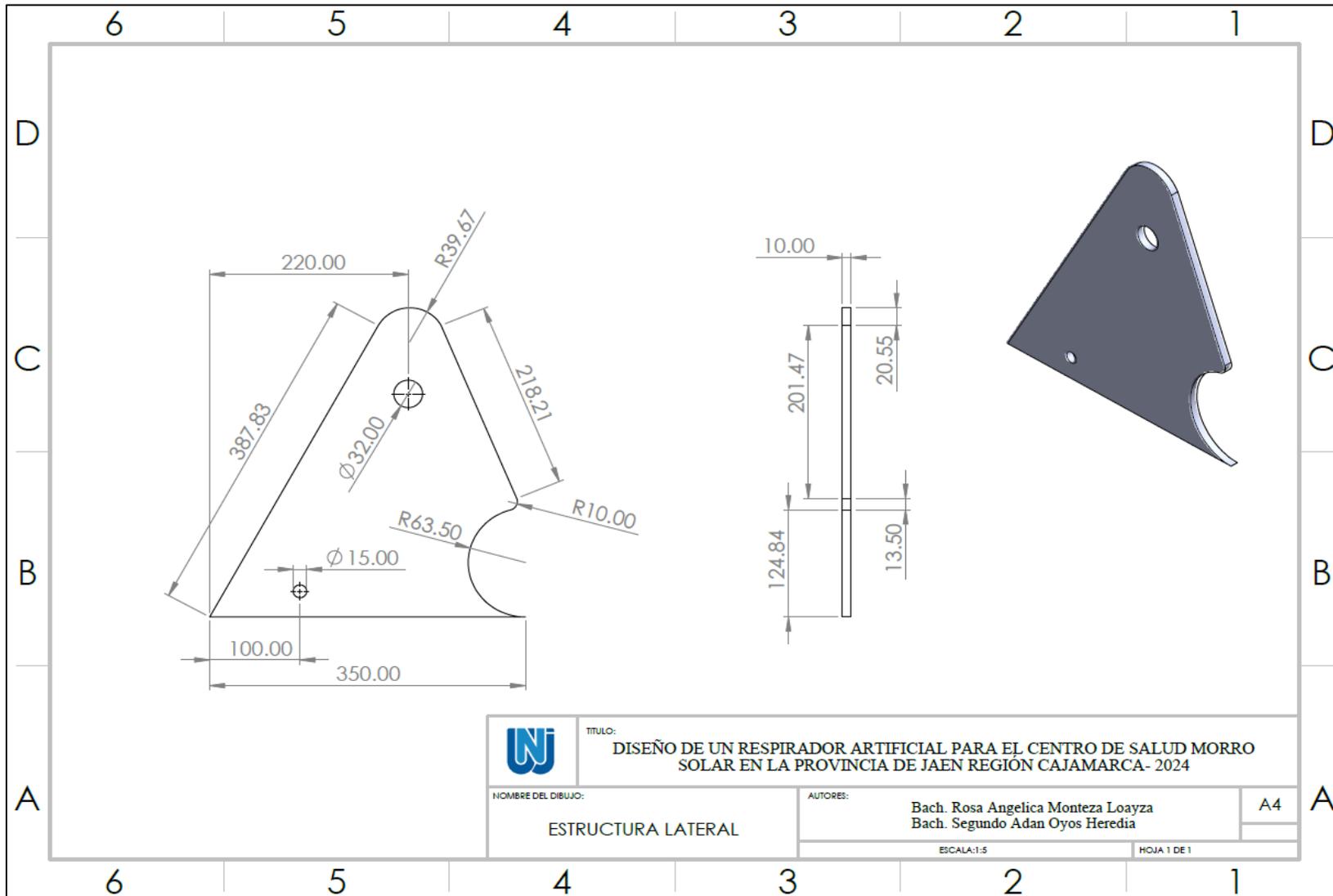
Anexo 2. Esquema de conexiones del diseño electrónico.



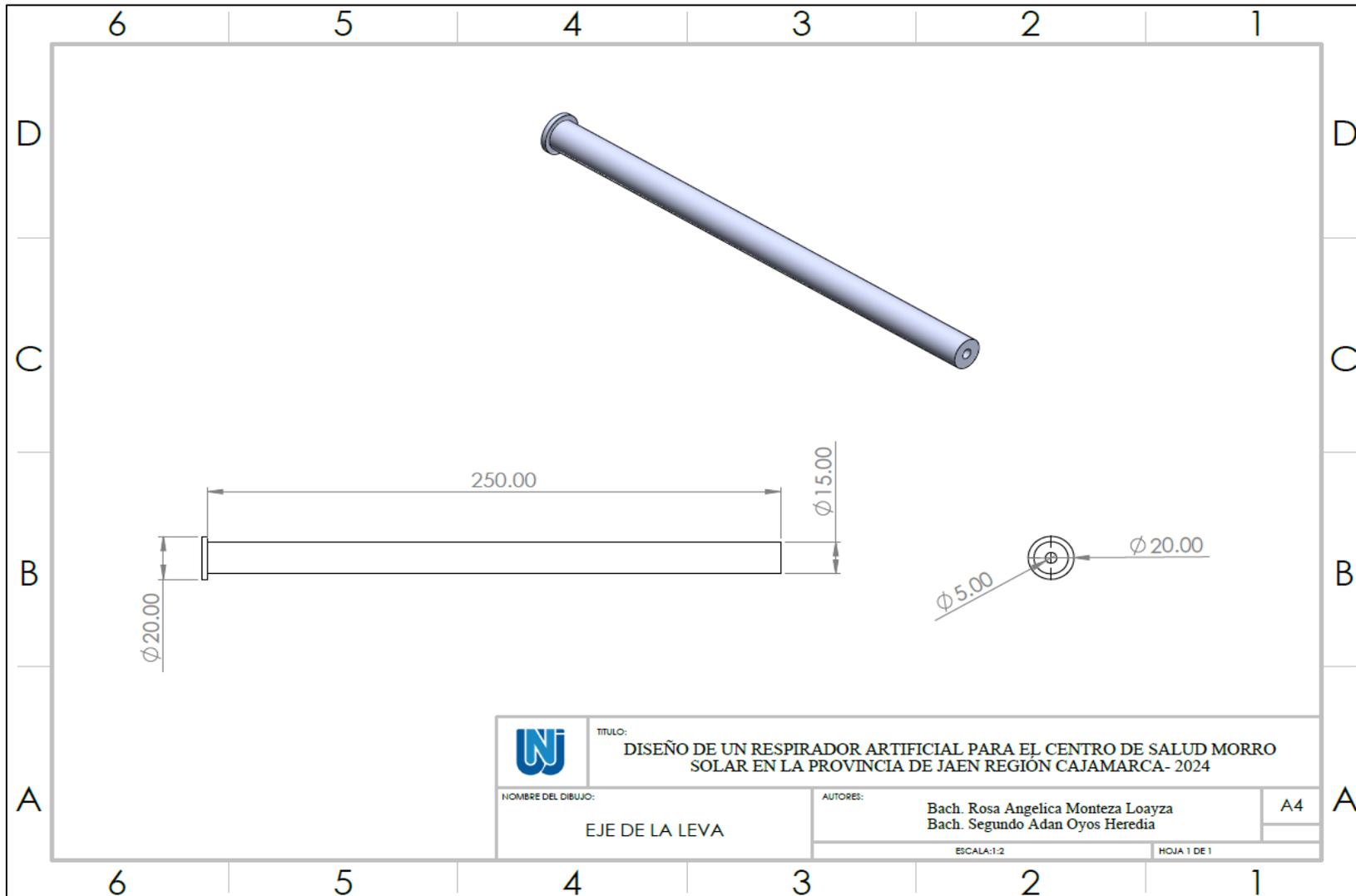
Anexo 3. Piezas de ensamblaje



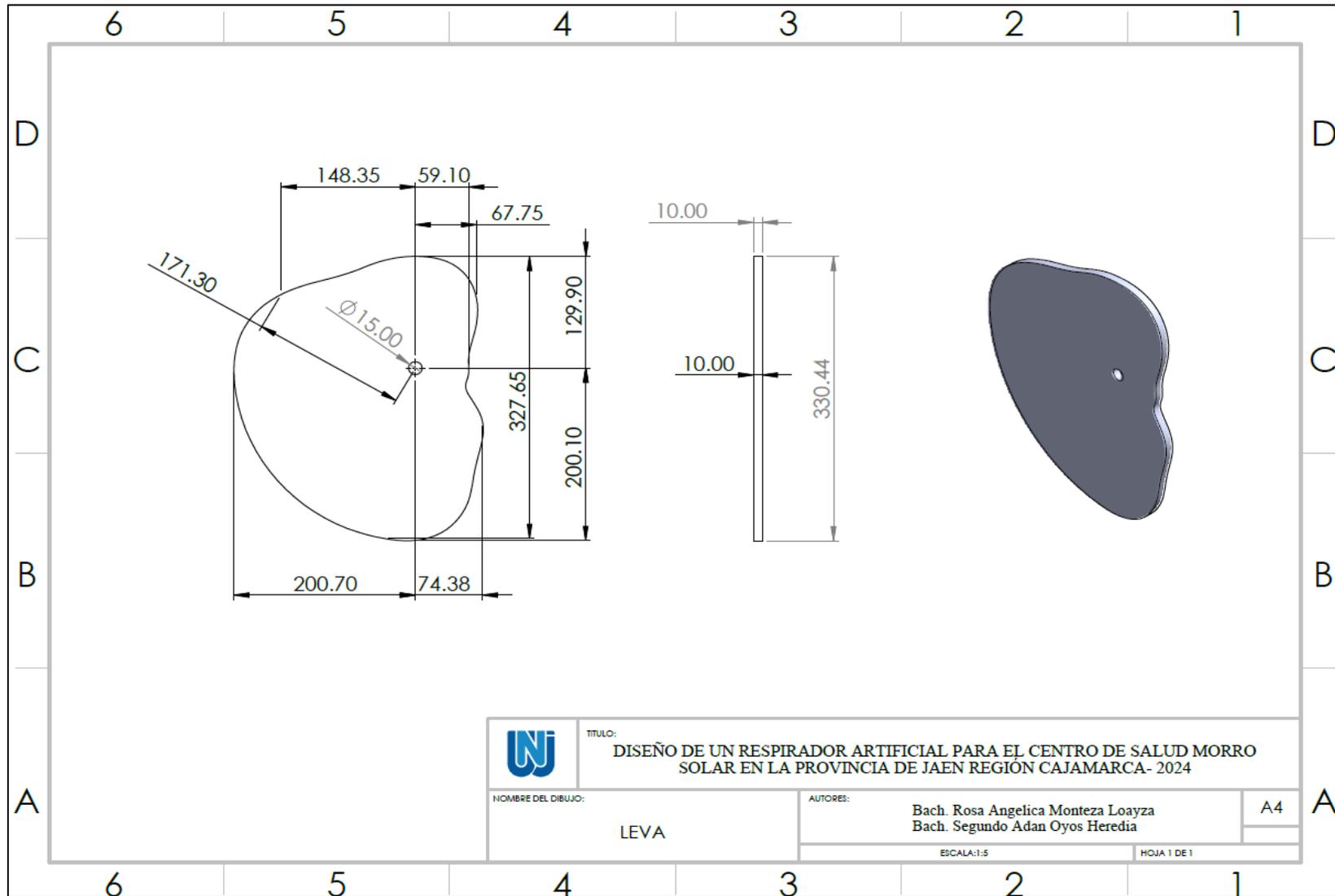
Anexo 4. Estructura lateral.



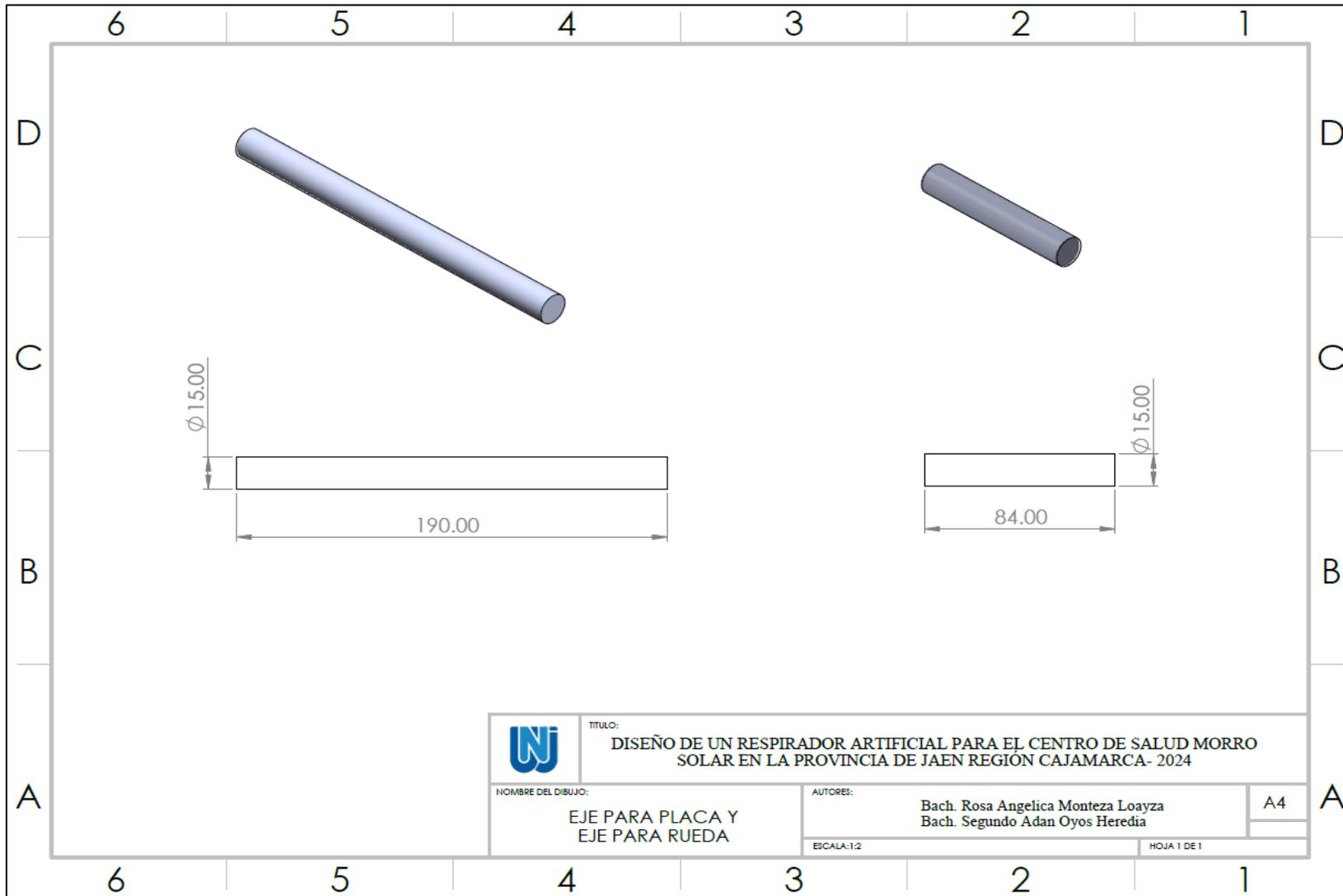
Anexo 5. Eje de la leva



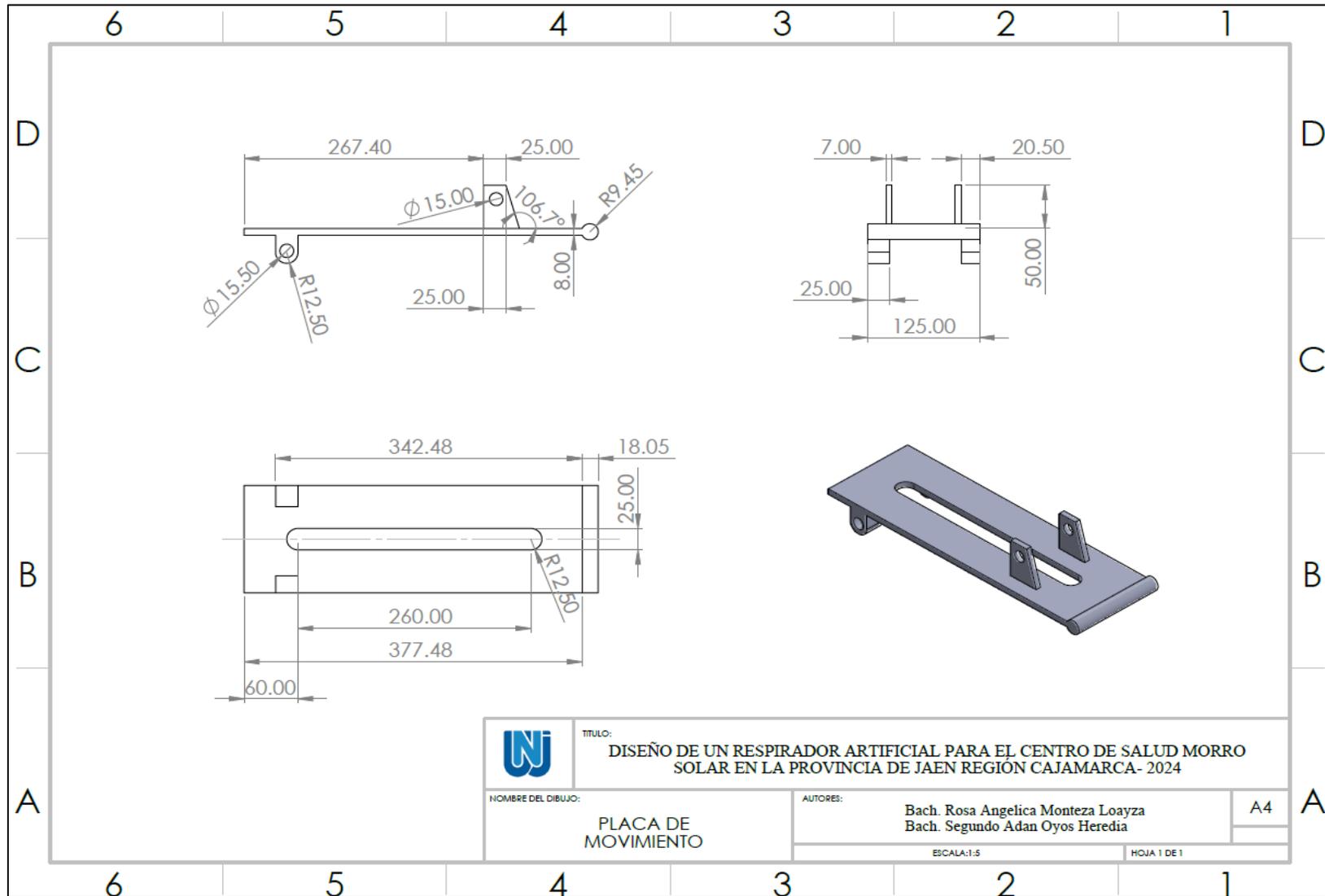
Anexo 6. Leva



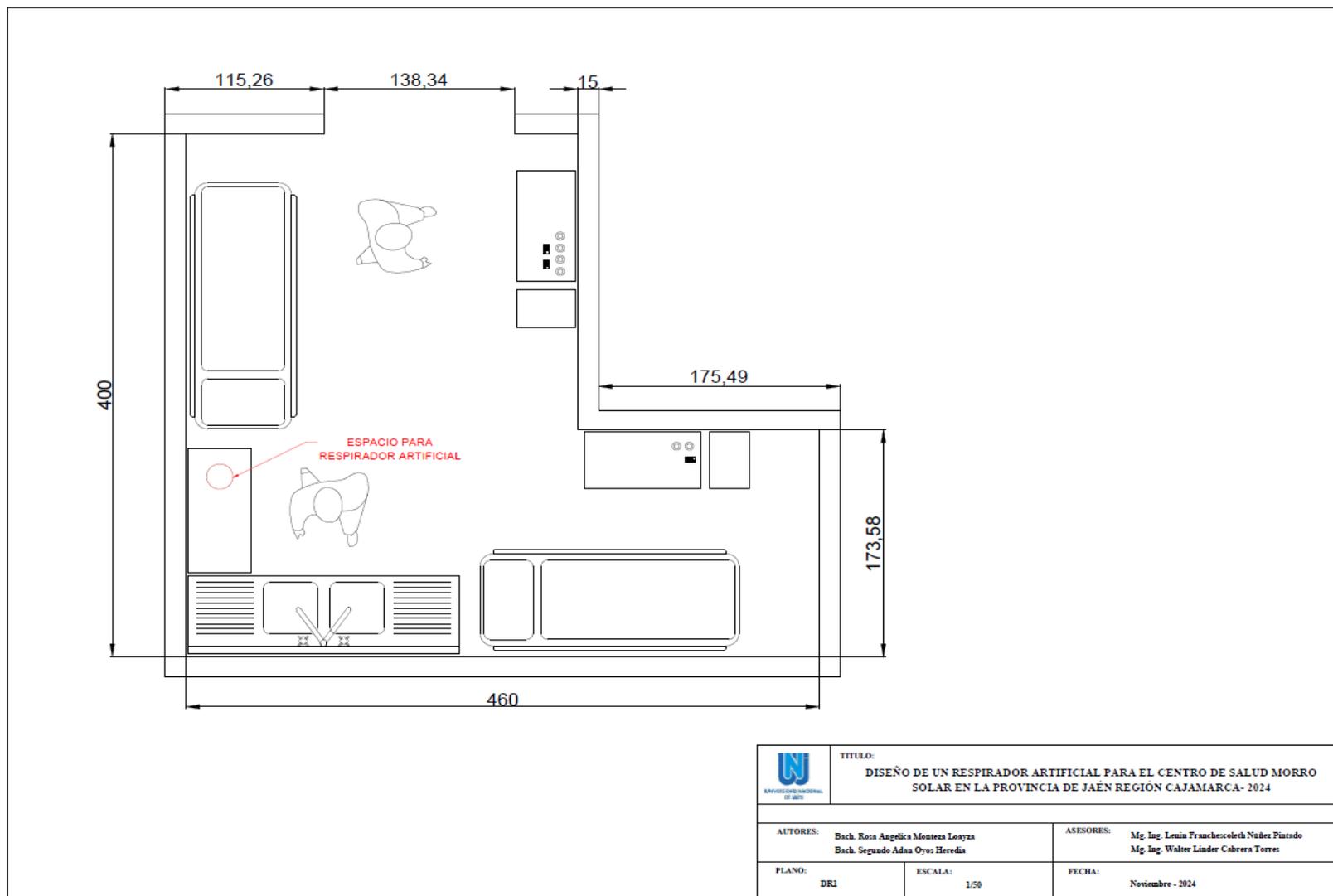
Anexo 7. Eje para resorte y eje para rueda



Anexo 8. Placa de movimiento.



Anexo 9. Dimensionamiento del espacio para el respirador.



Anexo 10. Piezas de la carcasa.

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Cuerpo de carcasa	Recubrimiento del respirador artificial.	1
2	Tapa de carcasa	Lugar por donde se ingresa y retira las partes de respirador.	1
3	Pantalla de control	donde se hace el monitoreo y se programa el respirador.	1
4	Entradas de conexión	donde se conecta a la energía, y a otros equipos.	1
5	Bolsa ambu con circuito	para almacenar el aire y bombearlo por el circuito conectado.	1


TÍTULO: DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAEN REGION CAJAMARCA - 2024

NOMBRE DEL DISEÑO: PIEZAS DE CARCASA

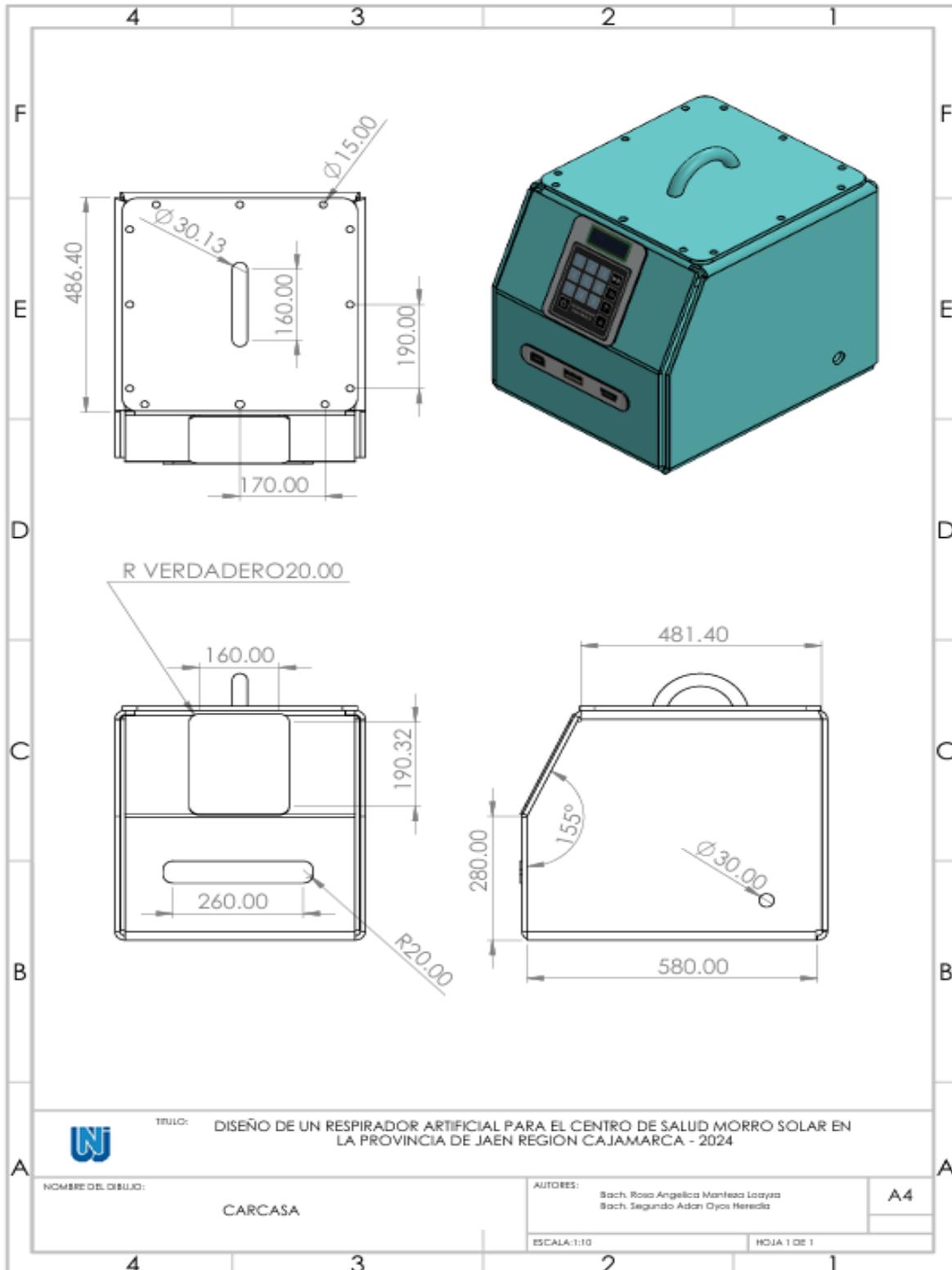
AUTORES: Bach. Rosa Angelica Manteco Loayza
 Bach. Segundo Adan Dijos Heredia

ESCALA: 1:20

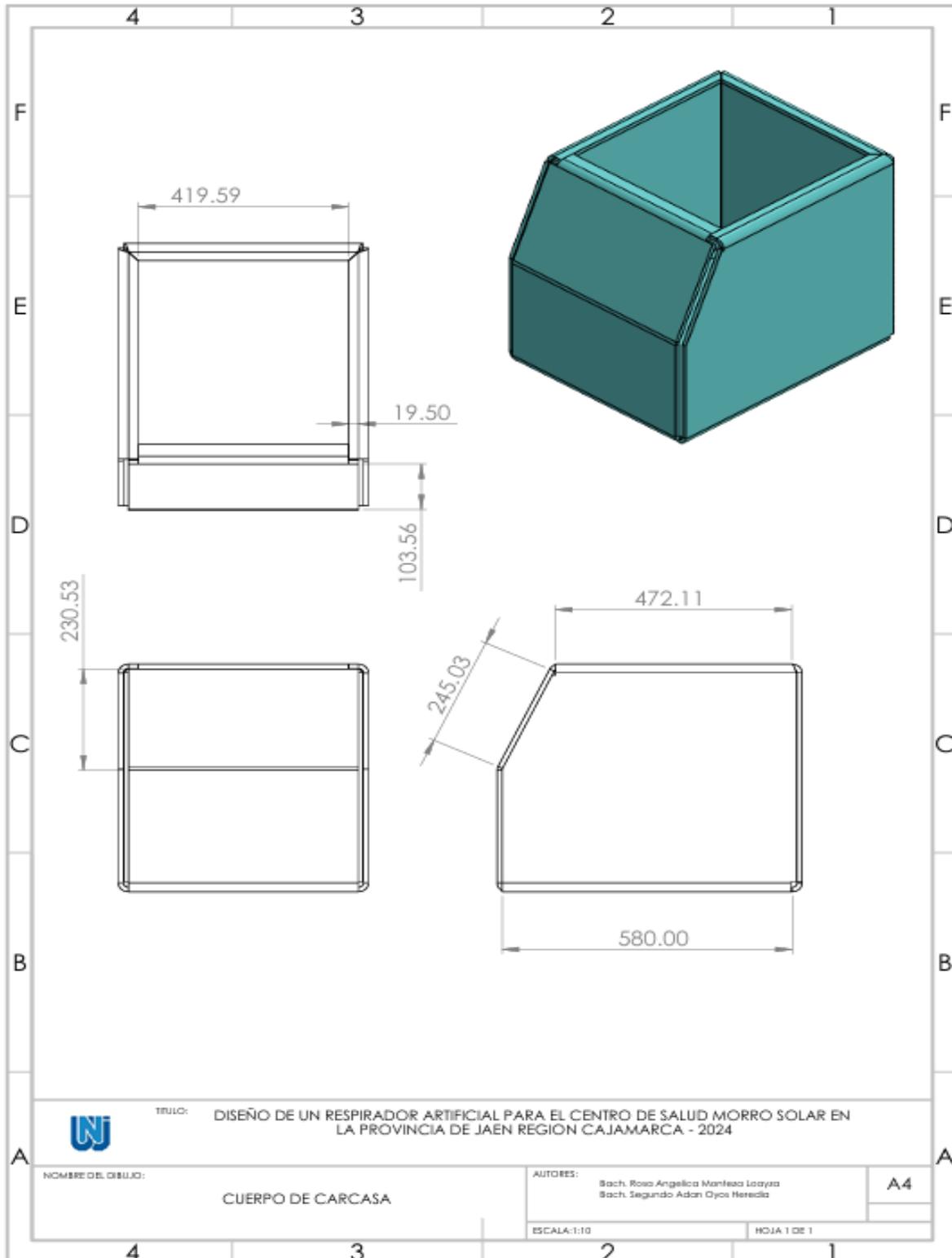
HOJA: 1 DE 1

A4

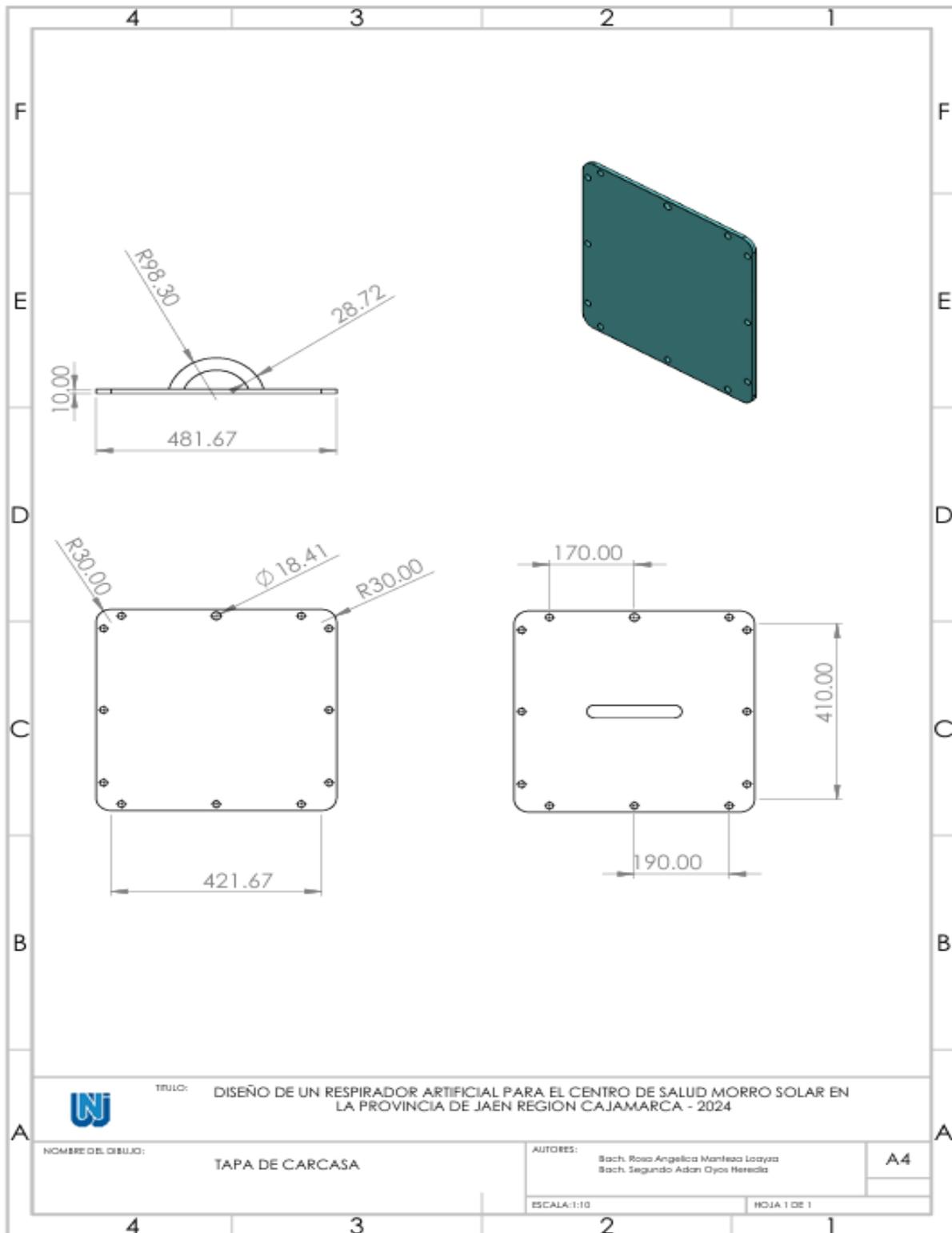
Anexo 11. Carcasa.



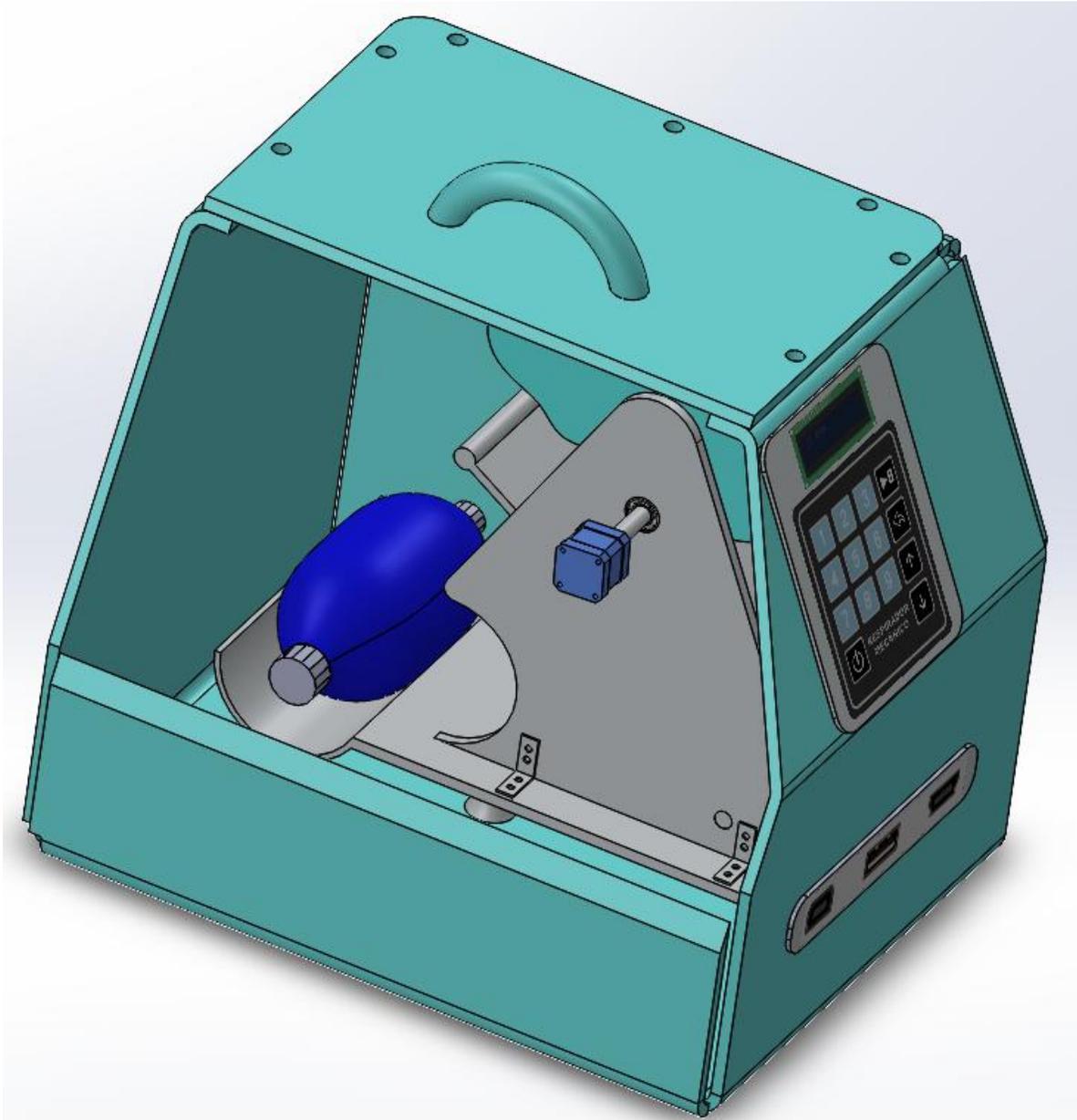
Anexo 12. Cuerpo de carcasa.



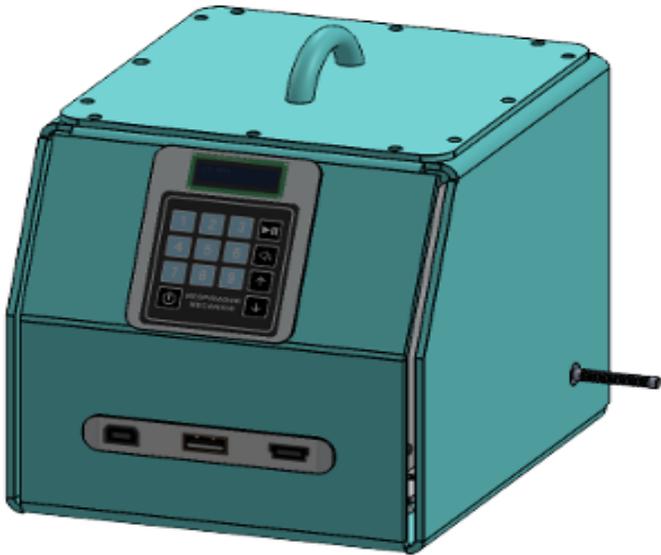
Anexo 13. Tapa de carcasa.



Anexo 14. Diseño de respirador con todos sus componentes.



Anexo 15. Piezas del respirador completas.

4	3	2	1
F			F
E			E
D			D
C			C
B			B
A			A

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	CUERPO DE CARCASA	1
2	TAPA DE CARCASA	1
3	PANTALLA DE CONTROL	1
4	ENTRADAS DE CONEXION	1
5	SOPORTE DE BOLSA	1
6	ESTRUCTURAS LATERALES.	2
7	ANGULO DE SOPORTE.1	4
8	BOLSA AMBU CON CIRCUITO	1
9	RODAMIENTO	2
10	BOLA	22
11	EJE DE LEVAS.1	1
12	MOTOR NEMA.1	1
13	EJE DE PLACA.1	1
14	PLACA .1	1
15	PIEZA 4.1	2
16	PIEZA RES.1	1
17	RUEDA PEQUEÑA.1	1
18	RESORTE P6.1	1
19	LEVA CORREGIDA.1	1
20	PIEZA6	4

	TÍTULO: DISEÑO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL PARA EL CENTRO DE SALUD MORRO SOLAR EN LA PROVINCIA DE JAEN REGION CAJAMARCA - 2024
NOMBRE DEL OBJETO: PIEZAS DE RESPIRADOR COMPLETO	AUTORES: Bach. Rosa Angelica Manteco Loayza Bach. Segundo Adan Ojeda Heredia
	A4
	ESCALA: 1:20 HOJA 1 DE 1

Anexo 16. Código de programación.

```
#include <Keypad.h>

#include <LiquidCrystal.h>

LiquidCrystal lcd(A0, A1, A2, A3, A4, A5);

const byte FILAS = 4;

const byte COLS = 4;

char teclas[FILAS][COLS] = {
    {'1', '2', '3', 'A'},
    {'4', '5', '6', 'B'},
    {'7', '8', '9', 'C'},
    {'*', '0', '#', 'D'},
};

byte PinFila[FILAS] = {9, 8, 7, 6};

byte PinCols[COLS] = {5, 4, 3, 2};

Keypad teclado = Keypad(makeKeymap(teclas), PinFila, PinCols, FILAS, COLS);

bool soloTeclaActiva = true; // Variable para controlar el estado de las
teclas

unsigned long tiempoInicio = 0; // Variable para el temporizador

bool mostrarOpciones = false; // Controla si se deben mostrar las opciones

bool motorPausado = false; // Estado del motor pausado

bool sistemaEncendido = false; // Inicialmente el sistema está apagado
```

```

const int totalOpciones = 5; // Total de opciones disponibles
int opcionActual = 0; // Opción actual que se está mostrando
int velocidadActual = 0; // Velocidad actual del motor

void setup() {
    pinMode(13, OUTPUT);
    pinMode(11, OUTPUT);
    pinMode(10, OUTPUT);
    Serial.begin(9600);
    Serial.println("INGRESE VALOR");
}

void loop() {
    static int ladoEnc = 11; // Configura el pin de encendido
    static int ladoApag = 10; // Configura el pin de apagado
    digitalWrite(13, HIGH);
    char tecla = teclado.getKey();

    if (tecla == '*') {
        if (sistemaEncendido) {
            analogWrite(ladoEnc, 0); // Apaga el motor
            lcd.clear();
            lcd.print("Apagando...");
            delay(1000); // Espera 1 segundo antes de apagar
            lcd.clear();
            sistemaEncendido = false; // Cambia el estado del sistema a apagado
        }
    }
}

```

```

        soloTeclaActiva = true; // Permitir encender nuevamente
    } else {
        // Encender el sistema

        lcd.begin(16, 2);

        lcd.clear();

        delay(100);

        lcd.print("VENTILADOR"); // Muestra "VENTILADOR" en la primera línea
        lcd.setCursor(0, 1); // Mueve el cursor a la segunda línea
        lcd.print("MECANICO"); // Muestra "MECÁNICO" en la segunda línea
        delay(2000);

        lcd.clear();

        mostrarOpcionesIniciales();

        tiempoInicio = millis(); // Inicia el temporizador
        sistemaEncendido = true; // Cambia el estado a encendido
        soloTeclaActiva = false; // Cambia el estado para permitir otras teclas
        mostrarOpciones = true; // Activar la opción de mostrar menú
    }

    return;
}

if (!sistemaEncendido) {
    return;
}

```

```

if (!soloTeclaActiva) {
    if (mostrarOpciones) {
        switch (tecla) {
            case 'A': // Pausar/Reanudar motor
                if (!motorPausado) {
                    analogWrite(ladoEnc, 0); // Pausa el motor
                    motorPausado = true; // Cambia el estado a pausado
                    lcd.setCursor(0, 1);
                    lcd.print("PAUSADO");
                } else {
                    analogWrite(ladoEnc, velocidadActual); // Reanuda el motor
                    motorPausado = false; // Cambia el estado a no pausado
                    lcd.setCursor(0, 1);
                    lcd.print("          "); // Borra "PAUSADO"
                }
                break;

            case 'B': // Regresar a opciones
                lcd.clear();
                mostrarOpcionesIniciales(); // Mostrar opciones iniciales de nuevo
                break;

            case 'C': // Subir para ver opciones anteriores
                if (opcionActual > 0) {
                    opcionActual--;
                } else {
                    opcionActual = totalOpciones - 1; // Vuelve a la última opción
                }
            }
        }
    }
}

```

```

    }

    mostrarOpcionesEnPantalla();

    break;

case 'D': // Bajar para ver más opciones
    if (opcionActual < totalOpciones - 1) {
        opcionActual++;
    } else {
        opcionActual = 0; // Regresa a la primera opción
    }

    mostrarOpcionesEnPantalla();

    break;

case '1':
    if (opcionActual == 0) {
        velocidadActual = 12; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

        lcd.print("12 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;

case '2':
    if (opcionActual == 0) {
        velocidadActual = 13; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

```

```

        lcd.print("13 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '3':
    if (opcionActual == 1) {
        velocidadActual = 14; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

        lcd.print("14 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '4':
    if (opcionActual == 1) {
        velocidadActual = 15; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

        lcd.print("15 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '5':
    if (opcionActual == 2) {
        velocidadActual = 16; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();
    }

```

```

        lcd.print("16 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '6':
    if (opcionActual == 2) {
        velocidadActual = 17; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

        lcd.print("17 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '7':
    if (opcionActual == 3) {
        velocidadActual = 18; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

        lcd.print("18 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '8':
    if (opcionActual == 3) {
        velocidadActual = 19; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();
    }

```

```

        lcd.print("19 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
case '9':
    if (opcionActual == 4) {
        velocidadActual = 20; // Guarda la velocidad actual
        analogWrite(ladoEnc, velocidadActual);

        lcd.clear();

        lcd.print("20 RPM");

        lcd.setCursor(0, 1);
    }

    break;
}

}

}

}

}

void mostrarOpcionesIniciales() {
    lcd.clear();

    lcd.print("1. 12 RPM");

    lcd.setCursor(0, 1);

    lcd.print("2. 13 RPM");
}

void mostrarOpcionesEnPantalla() {
    lcd.clear();

```

```
switch (opcionActual) {  
    case 0:  
        lcd.print("1. 12 RPM");  
        lcd.setCursor(0, 1);  
        lcd.print("2. 13 RPM");  
        break;  
    case 1:  
        lcd.print("3. 14 RPM");  
        lcd.setCursor(0, 1);  
        lcd.print("4. 15 RPM");  
        break;  
    case 2:  
        lcd.print("5. 16 RPM");  
        lcd.setCursor(0, 1);  
        lcd.print("6. 17 RPM");  
        break;  
    case 3:  
        lcd.print("7. 18 RPM");  
        lcd.setCursor(0, 1);  
        lcd.print("8. 19 RPM");  
        break;  
    case 4:  
        lcd.print("9. 20 RPM");  
        break;  
}  
}
```