



UNIVERSIDAD NACIONAL
“PEDRO RUIZ GALLO”



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

TESIS

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA

**“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE VENTILADOR MECÁNICO
PARA TRATAR INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN
CUIDADOS CRÍTICOS DE ADULTOS EN LAMBAYEQUE”**

Autor:

Bach. LUIS ALONSO NUNURA DÁVILA

Asesor:

M.Sc. Ing. Jony Villalobos Cabrera

LAMBAYEQUE – PERÚ

2022



UNIVERSIDAD NACIONAL
“PEDRO RUIZ GALLO”



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

TESIS

PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE:

INGENIERO MECÁNICO ELECTRICISTA

**“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE VENTILADOR MECÁNICO
PARA TRATAR INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN
CUIDADOS CRÍTICOS DE ADULTOS EN LAMBAYEQUE”**

Autor:

Bach. LUIS ALONSO NUNURA DÁVILA

Aprobado por el Jurado Examinador

PRESIDENTE: Dr. Ing. Amado Aguinaga Paz.

SECRETARIO: Ing. Héctor Oviden Nuñez.

MIEMBRO: Ing. Nestor Puyen Mateo.

ASESOR: M.Sc. Ing. Jony Villalobos Cabrera.

Lambayeque – Perú

2021



ACTA DE SUSTENTACION VIRTUAL N°015-2021-FIME



En la ciudad de Lambayeque, siendo las 09:00 a.m. del día miércoles 26 de enero de 2022. Se reunieron vía plataforma virtual [htt://meet.google.com/dpb-zowb-fts](http://meet.google.com/dpb-zowb-fts), los miembros del jurado, designados mediante Resolución N°023-2022-D-FIME-VIRTUAL, de fecha 24 de enero de 2022, con la finalidad de Evaluar y Calificar la sustentación de la tesis, -modalidad ordinaria, conformado por los siguientes catedráticos:

Dr. Ing. AMADO AGUINAGA PAZ
ING. HÉCTOR ANTONIO OLIDEN NUÑEZ
ING. NÉSTOR DANIEL PUYEN MATEO
M.Sc. Ing. JONY VILLALOBOS CABRERA

PRESIDENTE
SECRETARIO
MIEMBRO
ASESOR



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE INGENIERIA MECANICA ELECTRICA
*CERTIFICO que el presente documento es copia
fidel de su original que he tenido a la vista*

[Signature]
Ing. Oscar Mendez Cruz
SECRETARIO DOCENTE

Se recibió la tesis – modalidad ordinaria titulada:

“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE VENTILADOR MECÁNICO PARA TRATAR INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN CUIDADOS CRÍTICOS DE ADULTOS EN LAMBAYEQUE”

Presentada y sustentada por su autor, Bachiller: **NUNURA DÁVILA LUIS ALONSO.**

Finalizada la sustentación virtual de la Tesis – modalidad ordinaria, el sustentante respondió las preguntas y observaciones de los miembros del jurado examinador, quienes procedieron a deliberar y acordaron otorgar el calificativo de **APROBADO**, Nota (15) en la escala vigesimal, mención **REGULAR**.

Quedando el sustentante apto para obtener el Título profesional de Ingeniero Mecánico Electricista, de acuerdo a la Ley Universitaria 30220 y la normatividad vigente, de la Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica y la Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo.

Siendo las 09:55 a.m. del mismo día se da por concluido el acto académico, firmando la presente acta el jurado respectivo:

[Signature]
Dr. Ing. AMADO AGUINAGA PAZ
PRESIDENTE

[Signature]
ING. HÉCTOR ANTONIO OLIDEN NUÑEZ
SECRETARIO

[Signature]
ING. NÉSTOR DANIEL PUYEN MATEO
MIEMBRO

[Signature]
M.Sc. Ing. JONY VILLALOBOS CABRERA
ASESOR



UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
UNIDAD DE INVESTIGACIÓN



“Año del Fortalecimiento de la Soberanía Nacional”

CONSTANCIA DE SIMILITUD

Nº 003-2022-VIRTUAL-UINV-FIME

EL DIRECTOR DE LA UNIDAD DE INVESTIGACIÓN DE LA FACULTAD DE INGENIERIA MECANICA Y ELECTRICA DE LA UNIVERSIDAD NACIONAL PEDRO RUIZ GALLO, HACE CONSTAR:

Que, el Bachiller: **NUNURA DÁVILA LUIS ALONSO**, de la escuela profesional de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, ha cumplido con presentar la **SIMILITUD DE ORIGINALIDAD DE LA TESIS (TURNITIN)**; como requisito indispensable para la sustentación de la tesis ; según detalle:

- TITULO DE LA TESIS: **“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE VENTILADOR MECÁNICO PARA TRATAR INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN CUIDADOS CRÍTICOS DE ADULTOS EN LAMBAYEQUE.”**

- INDICE DE SIMILITUD: **12 %**

- ASESOR: **MSC. JONY VILLALOBOS CABRERA**

Se expide la presente, para la tramitación del Título Profesional; dispuesto en la **Directiva para la evaluación de originalidad de los documentos académicos, de investigación formativa y para la obtención de Grados y títulos de la UNPRG.**

Lambayeque, 22 de enero del 2022

Atentamente,

Dr. Aníbal Jesús Salazar Mendoza
Director de la Unidad de Investigación FIME



UNIVERSIDAD NACIONAL
"PEDRO RUIZ GALLO"



FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

Tesis

TITULO

“DISEÑO Y SIMULACIÓN DE VENTILADOR MECÁNICO
PARA TRATAR INSUFICIENCIA RESPIRATORIA EN
CUIDADOS CRÍTICOS DE ADULTOS EN LAMBAYEQUE”

CONTENIDOS

CAPITULO I: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN.

CAPITULO II: MARCO TEÓRICO.

CAPITULO III: MARCO METODOLÓGICO.

CAPITULO IV: PROPUESTA DE INVESTIGACIÓN

CAPITULO V: ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS.

CAPITULO VI: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

Dr. Ing. Amado Aguinaga Paz.
PRESIDENTE

Ing. Héctor Oviden Nuñez.
SECRETARIO

Ing. Nestor Puyen Mateo.
MIEMBRO

M.Sc. Ing. Jony Villalobos Cabrera.
ASESOR

Lambayeque -Perú

DEDICATORIA

Dedico esta tesis para todos aquellos que padecieron y no lograron superar estos tiempos en pandemia por la falta de equipamientos médicos en mi país.

AGRADECIMIENTO

Gracias a Dios por darme la fortaleza en estos tiempos de crisis, porque en la oscuridad, en ti encuentro la luz.

Gracias a mi familia por siempre brindarme apoyo moral, ánimos y fuerzas para seguir adelante y no rendirme, sin ellos, no hubiese podido avanzar en este importante paso de mi vida.

Gracias a mis maestros, con un especial agradecimiento a mi asesor por enseñarme no solo conocimientos teóricos, sino también impartirme valores del cómo ser un buen profesional.

RESUMEN

La presente tesis tiene como objetivo principal diseñar y simular un ventilador mecánico para tratar los problemas con insuficiencia respiratoria en cuidados críticos de adultos en la región Lambayeque, debido a la falta de ventiladores mecánicos para su tratamiento. El modelo de investigación es aplicada.

Tras la investigación se determinó que es posible diseñar un ventilador mecánico no invasivo para el tratamiento de la insuficiencia respiratoria tipo I y II. Abarca el diseño de los componentes mecánicos para ser de fácil mantenimiento y traslado.

Se propone el sistema piñón – cremallera, accionado por un SERVOMOTOR de 75 RPM de velocidad, con un torque total de 22 N.m y una variación de torque de 1.7 N.m, para impulsar una bolsa resucitadora AMBU para adultos. Teniendo en cuenta los parámetros de funcionamiento bajo la NTP-ISO 80601-2-12:2020, Parte 2-12.

Resultó ser posible diseñar un ventilador mecánico para adultos mediante una ventilación asistida por presión, no invasiva, así como también una ventilación presión de soporte, no invasiva, sin embargo, otros modos de ventilación son dependiente de la programación.

Los datos de diseño se realizaron en los programas AUTODESK INVENTOR y una hoja de cálculos en Excel, además la simulación de esfuerzos de elementos finitos del sistema propuesto fue a través del programa ANSYS STUDENT, permitiendo así la selección de material de plástico PLA, con una densidad del 75%, pero como el ventilador mecánico es de fácil mantenimiento, solo se deberá cambiar cada 3 meses el sistema piñón – cremallera.

Esta propuesta de diseño mejora la capacidad de ventilación, al convertirla de manual a automática.

Palabras clave: Ventilación pulmonar, ventiladores mecánicos, insuficiencia respiratoria, transmisión de potencia

ABSTRACT

The objective of this thesis project is to design and simulate a mechanical ventilator to treat problems with respiratory failure in adult critical care in the Lambayeque region, due to the lack of mechanical ventilators for their treatment. The type of research is applied.

It was determined as a result of the research that it is possible to design a non-invasive mechanical ventilator to treat respiratory failure type I and II. It covers the design of the mechanical components to be easy to maintain and move.

The rack and pinion system, driven by a 75 RPM speed SERVOMOTOR, with a total torque of 22 N.m and a torque variation of 1.7 N.m, is proposed to drive an AMBU resuscitator bag for adults. Taking into account the operating parameters under NTP-ISO 80601-2-12:2020, Part 2-12.

It turned out to be possible to design an adult mechanical ventilator using noninvasive pressure assisted ventilation as well as pressure support ventilation, however, other modes of ventilation are programming dependent.

The design data were performed in the AUTODESK INVENTOR programs and an Excel spreadsheet, also the simulation of finite element stresses of the proposed system was through the ANSYS STUDENT program, allowing the selection of PLA plastic material, with a density of 75%, but as a mechanical ventilator is easy to maintain, only the pinion - rack system should be changed every 3 months.

This design proposal improves the ventilation capacity by converting it from manual to automatic.

Key words: Pulmonary ventilation, mechanical ventilators, respiratory failure, power transmission

ÍNDICE

Contenido

DEDICATORIA.....	4
AGRADECIMIENTO.....	5
RESUMEN	6
ABSTRACT	7
ÍNDICE	8
ÍNDICE DE TABLAS	10
ÍNDICE DE FIGURAS	11
INTRODUCCIÓN	12
1. CAPITULO I: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN	13
1.1. Realidad problemática.	13
1.2. Formulación del problema.....	13
1.3. Delimitación de la investigación	13
1.4. Justificación e importancia	15
1.5. Limitaciones de la Investigación.....	16
1.6. Objetivos	16
1.6.1. Objetivo General.....	16
1.6.2. Objetivos Específicos	16
2. CAPITULO II: MARCO TEÓRICO.....	17
2.1. Antecedentes del estudio	17
2.1.1. Ventilación pulmonar	21
2.1.2. Insuficiencia respiratoria (IR).....	24
2.1.3. Ventilador Mecánico.	34
2.1.4. Transferencia de potencia.	45
2.2.5. Matriz Morfológica.	62
2.2.6. Análisis de la inversión y flujo de retorno.....	63
3. CAPITULO III: MARCO METODOLÓGICO	65
3.1. Tipo y diseño de la investigación	65
3.2. Materiales, técnicas e instrumentación de Recolección de datos	65
3.3. Variables de Operacionalización.....	66
3.4. Evaluación de datos obtenidos.	66
4. CAPITULO IV: PROPUESTA DE INVESTIGACIÓN.....	67
4.1 Propuesta de investigación.....	67

5.	CAPITULO V: ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.....	69
5.1	Cálculo mecánicos y eléctricos de los elementos motrices para accionamiento de bolsa Ambu.....	69
5.1.1.	Cálculo de fuerza y velocidad para accionamiento de bolsa Ambu.	69
5.1.2.	Dimensionamiento del accionamiento piñón-cremallera.	70
5.1.3.	Análisis de elementos finitos para el accionamiento del sistema.	72
5.1.4.	Selección de batería.	75
5.2.	Parámetros del ventilador mecánico a diseñar.	76
5.2.1.	Parámetros del paciente	76
5.2.2.	Parámetros de la ventilación controlada/asistida por volumen con disparador programado.	76
5.2.3.	Parámetros de la ventilación controlada/asistida por presión con disparador programado.	76
5.3.	Diseño de carcasa del ventilador mecánico.	76
5.4.	Presupuesto.....	80
5.4.1.	Cálculo del Valor Neto (VAN).....	82
5.4.2.	Cálculo de la Tasa Interna de Retorno (TIR).....	82
6.	CAPITULO VI: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	83
6.1.	Conclusiones.	83
6.2.	Recomendaciones.	84
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
	ANEXOS	87

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Puntos claves de la Insuficiencia Respiratoria Aguda.....	25
Tabla 2. Origen de la Insuficiencia Respiratoria Tipo I.....	28
Tabla 4. Origen de Insuficiencia Respiratoria II.....	29
Tabla 5. Manifestaciones clínicas de IRA.....	29
Tabla 5. Porcentajes al administrar de oxígeno con métodos convencionales	34
Tabla 6. Parámetros y funcionamiento de un ventilador mecánico ideal.....	35
Tabla 7. Alarmas del ventilador mecánico.....	35
Tabla 8. Indicaciones de la ventilación mecánica.	36
Tabla 9. Finalidad de la Respiración Asistida.....	36
Tabla 10. Especificaciones técnicas Ambu	44
Tabla 11. Pasos circulares normalizados.....	50
Tabla 12. Pasos diametrales normalizados en dientes/pulgada	50
Tabla 13. Módulos normalizados	50
Tabla 14. Formula del diente a 20°	51
Tabla 15. Formulario básico de engranes rectos.	51
Tabla 16. Accionamiento piñón-cremallera	57
Tabla 17. Factor de forma del diente.....	60
Tabla 18. Factores de Servicio.....	61
Tabla 19. Valores de las tensiones admisibles para engranes plásticos según Kelly.	61
Tabla 20. Matriz morfológica para la selección de la transmisión.	63
Tabla 21. Tabla de variables de investigación	66
Tabla 22. Cálculo de torque y velocidad.	69
Tabla 23. Datos de torque y fuerza requerida para el piñón.	70
Tabla 24. Velocidad del piñón	70
Tabla 25. Datos del diseñador para piñón.....	70
Tabla 26. Cálculo de geometría del engranaje.....	71
Tabla 27. Geometría de Cremalleras.	71
Tabla 28. Propiedades mecánicas.	72
Tabla 29. Características de la selección de batería.....	75
Tabla 30. Parámetros del Paciente.	76
Tabla 31. Presupuesto de Suministro e Instalación de los ventiladores mecánicos. 80	
Tabla 32. Resumen del Presupuesto del Suministro, Instalación y Mantenimiento del ventilador mecánico.	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura. 1 Presiones que originan la ventilación pulmonar	22
Figura. 2 Capacidad y volúmenes	24
Figura. 3 Rango de disociación de la hemoglobina.....	26
Figura. 4. Algoritmo diagnóstico de IRA con gases arteriales y rayos X de tórax. ...	31
Figura. 5. Pasos a seguir para la Atención Prehospitalaria en el Perú	32
Figura. 6. Pasos a seguir de la Atención Prehospitalaria en el Perú.....	33
Figura. 7. Modo Controlado por volumen.	38
Figura. 8. Ventilación Asistida Controlada.....	38
Figura. 9. Modo Controlado por Presión.	39
Figura. 10. Ambu® Resucitador Silicona Oval Resucitador Reutilizable.....	42
Figura. 11. Engranés Rectos.....	46
Figura. 12. Engranés Helicoidales.	46
Figura. 13. Engranés Cónicos.....	47
Figura. 14. Accionamiento por piñón y cremallera.	47
Figura. 15. Terminología de los engranes rectos.	49
Figura. 16. Interferencia en la acción entre dientes.....	52
Figura. 17. Diagramas de cuerpo libre de las fuerzas y momentos que actúan sobre dos engranes.	53
Figura. 18. Distinción de las fuerzas que actúan en un engrane.....	54
Figura. 19. Fuerzas que actúan en los dientes de un engrane cónico.	56
Figura. 20. Fuerzas que interactúan en los dientes de un engrane helicoidal.....	56
Figura. 21. Geometría de la cremallera.....	72
Figura. 22. Estrés Equivalente	74
Figura. 23. Total de deformación.	74
Figura. 24. Volumen.....	75
Figura. 25. Vista Isométrica Brazo del ventilador mecánico.....	77
Figura. 26. Vista Isométrica mano del ventilador mecánico.	77
Figura. 27. Vista Isométrica para pieza base central del ventilador.	77
Figura. 28. Vista Isométrica de Pieza para soporte de cremallera.	78
Figura. 29. Vista Isométrica de pieza soporte de AMBU parte delantera.....	78
Figura. 30. Vista Isométrica pieza soporte de AMBU para oxígeno.	78
Figura. 31. Vista Isométrica placa deslizante para soporte de cremallera.	79
Figura. 32. Vista isométrica soporte de cremallera.	79
Figura. 33. Vista Isométría de techo del ventilador.	79

INTRODUCCIÓN

La presente tesis, el cuál es titulado: **“Diseño y simulación de ventilador mecánico para uso en cuidados críticos adultos en Lambayeque”**, como se analiza en el trabajo, el tipo de investigación es aplicada porque nos permite solucionar a un problema específico en la sociedad utilizando conocimientos de ingeniería.

En el Primer Capítulo, se desvela la situación actual en la que se encuentra el departamento de Lambayeque ante la ausencia de ventiladores mecánicos para poder tratar la insuficiencia respiratoria en adultos, según informes de la Defensoría del Pueblo. A su vez este capítulo formula los fines en la investigación actual.

En el Segundo Capítulo, se presenta el Marco Teórico, donde se analizan los antecedentes y los argumentos correspondientes para poder desarrollar los objetivos específicos de la tesis.

En el Tercer Capítulo, se presenta un marco metodológico que describe el diseño de la investigación, es decir, cómo se recopilaron y procesaron los datos, las variables y sus actividades, las técnicas y medios utilizados y la recolección de datos. Los datos utilizados en el estudio, así como los métodos de análisis de datos.

En el Cuarto Capítulo, se presenta los componentes mecánicos y eléctricos del diseño del ventilador mecánico.

En el Quinto Capítulo se presentan los resultados obtenidos en base a los objetivos planteados.

El Sexto Capítulo presenta las conclusiones y recomendaciones.

CAPITULO I: PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

1.1. Realidad problemática.

Ante la Emergencia Nacional causada por la pandemia mundial del COVID-19 ha deslumbrado la escasez de ventiladores mecánicos a nivel nacional y regional para hacer frente a una deficiencia respiratoria aguda en los pacientes que la contraigan por dicho virus. Dada esta problemática vemos la necesidad de recopilar información acerca de la Tasa de mortalidad en el país (1) y obteniendo así que en su reporte que la región Lambayeque se encuentra en primer lugar con mayor índice de mortalidad con respecto a las demás regiones del país.

Es por ello por lo que, se recibe información del Estado Situacional de la salud pública en la región nos muestra la escasa de recursos, teniendo solamente según (2) por parte del EsSalud un total 20 camas, Diresa con 42 camas en toda la región y además de contar con 42 ventiladores mecánicos en EsSalud y 19 en el Minsa para los casos de emergencia hospitalaria por el COVID-19.

Por lo tanto, esta investigación se propone a diseñar un ventilador mecánico capaz de tratar a pacientes adultos con insuficiencia respiratoria aguda, según los requisitos mínimos necesarios de las autoridades peruanas, a causa de los costos y el tiempo de adquisición de ventiladores mecánicos a nivel internacional hacen muy difícil tratar pacientes con dicha enfermedad.

1.2. Formulación del problema

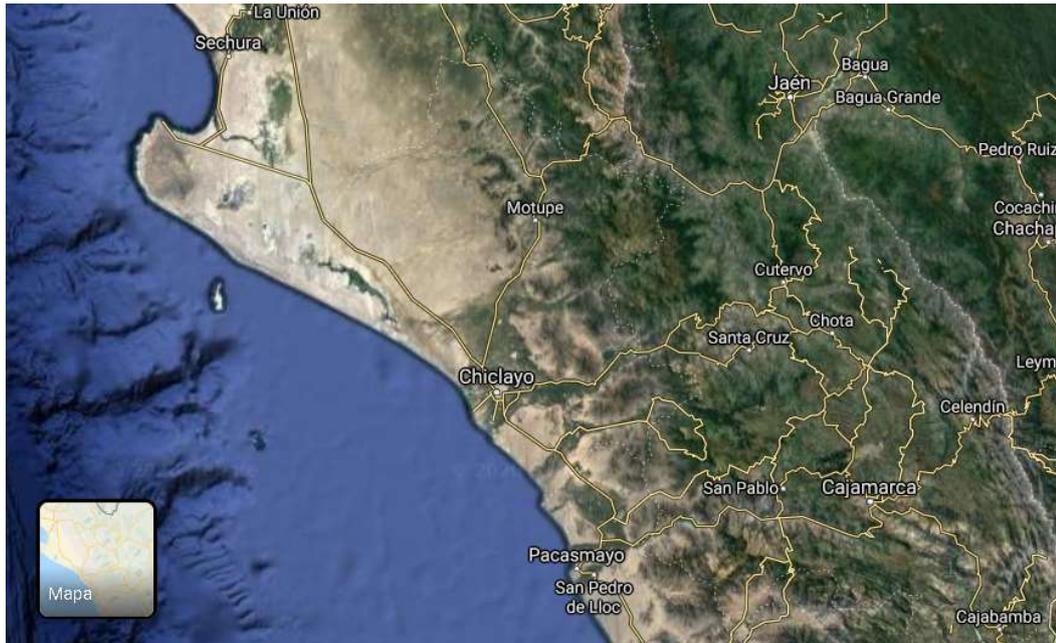
¿Cómo tratar la insuficiencia respiratoria en cuidados críticos de adultos en Lambayeque?

1.3. Delimitación de la investigación

Ubicación Geográfica

El proyecto de investigación se desarrollará en el sector norte del país, región Lambayeque

- Latitud: S6°40'25.93"
- Longitud: O79°55'58.22"



Fuente Google maps.

El departamento de Lambayeque es uno de los 24 departamentos del Perú.

Hospitales de Lambayeque

Según el “Informe de Supervisión, Situación de Equipos de Apoyo Respiratorio y el Personal de Salud en la Situación de Emergencia por Covid-19, Hospitales de la Región Lambayeque de la Defensoría del Pueblo” (3) nos muestra los hospitales que están activos para tratar a los pacientes COVID-19 y su situación actual.

El Hospital Regional de Lambayeque, que es de nivel III-1, perteneciente al Gobierno Regional, “requiere 20 soportes de balones de oxígeno con manómetros, 169 camas con puntos de oxígeno, 20 ventiladores mecánicos y un aumento del personal de salud, compuestos por médicos, enfermeros y técnicos en enfermería” (3)

En el hospital Regional Docente Las Mercedes, que es de nivel II-2, perteneciente al Gobierno Regional de Lambayeque, “carece de 22 balones de oxígeno con manómetro, 25 camas con puntos de oxígeno y 02 ventiladores mecánicos adicionales, así como potenciar su infraestructura de provisión de oxígeno con la reparación de la maquina productora de

oxígeno, la adquisición de bolsas AMBU y, finalmente, la evaluación de profesionales médicos especialistas y asistencial para su contratación y así poder garantizar una adecuada prestación del servicio, considerando que están laborando solo con el 30.81% del total del personal de emergencias sanitarias del sistema de salud” (3).

El Hospital de Ferreñafe de nivel II-1, del Gobierno Regional de Lambayeque, “carece de 08 balones de oxígeno con manómetro adicionales, además de evaluar las condiciones de la infraestructura para mejorarla y dotar las camas con puntos de oxígeno y ventiladores mecánicos que sean necesarios” (3). Considerando que Ferreñafe es el segundo distrito con mayor número de casos confirmados de Covid-19 y el tercero con fallecidos en esta región.

El hospital Provincial Docente Belén, cuya administración pertenece al gobierno Regional “necesita de 11 balones de oxígeno y 04 ventiladores mecánicos” (3)

El hospital Almanzor Aguinaga Asenjo, cuyo nivel es III-1, que forma parte de la red hospitalaria de EsSalud, requiere “23 balones de oxígeno, 62 camas con puntos de oxígeno y 22 ventiladores mecánicos, para un total de 107 dispositivos de soporte respiratorio, así como el refuerzo de los trabajadores de salud para brindar atención médica adecuada para los pacientes con Covid-19, durante la emergencia sanitaria” (3)

El hospital de Sanidad de Chiclayo, de nivel II-1, perteneciente a la Policía Nacional del Perú “necesita 36 de balones de oxígeno, 14 camas con puntos de oxígeno y 08 ventiladores mecánicos adicionales, así como una evaluación para la contratación de profesionales de la salud, para asegurar la atención y funcionalidad del sistema de soporte de oxígeno que se requiere” (3)

1.4. Justificación e importancia

Con la demanda creciente de pacientes adultos con insuficiencia respiratoria a causa del COVID-19, el alto costo y la adquisición de ventiladores mecánicos para adultos a nivel nacional hace muy difícil su tratamiento, elevando así la tasa de mortalidad en la región Lambayeque. Es por ello por lo que se diseñará y se simulará un ventilador mecánico a bajo costo para tratar la insuficiencia respiratoria.

1.5. Limitaciones de la Investigación.

Los óbices presentados en este trabajo de investigación son que no se tendrán en cuenta los valores de ventilación controlada al paciente, sino más bien una ventilación asistida, ni los programas de monitoreo electrónicos del paciente.

Tampoco se tomará en cuenta su control de acuerdo con el flujo, sino más bien a la presión y volumen en el paciente.

1.6. Objetivos

1.6.1. Objetivo General

El objetivo general de esta investigación es diseñar y simular un ventilador mecánico para tratar los problemas con insuficiencia respiratoria en cuidados críticos de adultos en Lambayeque.

1.6.2. Objetivos Específicos

- a) Analizar las ventajas y desventajas de los ventiladores mecánicos para tratar los problemas con insuficiencia respiratoria en cuidados críticos de adultos existentes Lambayeque.
- b) Establecer los parámetros de funcionamiento del ventilador mecánico para tratar los problemas con insuficiencia respiratoria a diseñar.
- c) Realizar los cálculos y simulación mecánicos y eléctricos para el dimensionamiento de los componentes del sistema.
- d) Realizar la evaluación económica del diseño propuesto.

CAPITULO II: MARCO TEÓRICO

2.1. Antecedentes del estudio

Contexto Internacional.

Silvia Paula Díaz Rivadeneira en su tesis “Ensamble y Programación de un Prototipo de Respirador Artificial de Bajo Costo con Tres Modos de Operación” (4), indica que es posible implementar un sistema operativo autónomo de un ventilador mecánico implementado por una bolsa de reanimación. En su tesis pretende ampliar el abanico de intervenciones a niños y lactantes para aumentar la versatilidad a su vez, permitiendo que sean utilizados uso tanto en hospitales, clínicas, ambulancias, residencias de ancianos, así como en lugares particulares que lo requieran. “Automatizar el sistema de respiración artificial mediante un servo motor que transmite el movimiento giratorio a una leva a través de un eje. La leva tiene la función de presionar la cámara llena de aire deformándola para proporcionar flujo de aire al paciente. El sistema de automatización se controla con una placa electrónica Arduino, que contiene la programación para el funcionamiento del prototipo” (4)

Óscar Peñuelas Rodríguez informa en su tesis doctoral titulada “Análisis de la Mortalidad de los Pacientes Críticos con Necesidad de Ventilación Mecánica” (5) sobre los posibles beneficios de las intervenciones ventilatorias, como la aplicación de la estrategia de ventilación protectora, intervenciones para mantener vivo a los pacientes con el nivel más leve de sedación efectiva, que mejorar la supervivencia cuando se asocia con ventilación mecánica no invasiva. Es por este motivo, el objetivo general de su trabajo “es demostrar la variabilidad de la mortalidad a lo largo del tiempo en pacientes críticos con necesidad de ventilación mecánica no invasiva , analizando la variabilidad geográfica de la mortalidad, analizar la variabilidad temporal de la mortalidad en España y desarrollar un modelo predictivo de mortalidad para los pacientes que se encuentren con ventilación mecánica asistida” (5). Cuyo procedimiento se hizo un análisis mundial, prospectivo y de no participación en el cual se incluyeron consecutivamente los pacientes adultos ingresados en UCI que fueron ventilados invasivamente a lo largo de más de 12 horas o que se sometieron a ventilación con presión positiva no invasiva de más de 1 hora al ingreso a la UCI.

“Un análisis que ha sido aprobado por el Junta de Ética e Investigación Clínica del Nosocomio Universitario de Getafe. Los criterios de exclusión fueron pacientes con duración de ventilación mecánica menor de 12 horas o pacientes menores de 18 años. Los enfermos fueron monitorizados diariamente a lo largo de 28 días y continuos hasta el alta hospitalaria. Teniendo como consecuencia que, al evaluarse un total de 26,024 pacientes, incluidos los 4 estudios. La exposición a no sobrevivir para el día 28 a partir del ajuste para 18 covariables reduce de manera significativamente con el periodo de exposición” (5)

“Concluyendo de esta forma que la mortalidad a los 28 días en pacientes adultos crítico se ha disminuido de manera significativa a los pacientes mayores de 18 años, independientemente de las propiedades basales de los pacientes y del desempeño del soporte ventilatorio. La variabilidad en la mortalidad a los 28 días es común entre las naciones en la muestra, incrementando 2 veces el peligro de muerte y demostrando una reducción significativa” (5).

Luis Fernando Gallardo Segovia y Tatiana Elizabeth Moya Erazo en su tesis de Especialización en Medicina Crítica y Terapia Intensiva titulada “Comparación De La Asociación Del Poder Mecánico Y La Mortalidad En Pacientes Con Insuficiencia Respiratoria Aguda, Sometidos A Ventilación Mecánica Invasiva Bajo Modalidad Asv Intellivent Versus Modos Ventilatorios Convencionales En Las Unidades De Cuidados Intensivos Del Hospital General Enrique Garcés Y Hospital De Especialidades De Las Fuerzas Armadas De La Ciudad De Quito” (6) contiene que con la investigación en este trabajo es investigar la sociedad entre el poder mecánico y la mortalidad en 2 grupos de pacientes críticamente enfermos con insuficiencia respiratoria aguda, que fueron sometidos a diferentes métodos de ventilación mecánica invasiva. Hablamos de un análisis epidemiológico, prospectivo y de cohorte llevado a cabo en 2 unidades de cuidados intensivos polivalentes, que demuestran que el modo ventilatorio ASV INTELLIVENT se asocia a un menor valor de rendimiento mecánico, lo que a su vez influye en una menor mortalidad respecto a los modos convencionales. “Los datos recogidos directamente de las unidades participantes se utilizaron y analizaron con las pruebas estadísticas adecuadas para determinar la relación entre

rendimiento mecánico, mortalidad y días sin ventilación mecánica como principales resultados” (6)

“Como resultado, se incluyeron 60 pacientes en el estudio; De ellos, 27 fueron ventilados en el modo 88 ASV Intellivent y 33 en el modo convencional, siendo las características generales comparables entre los dos grupos. Aumenta el riesgo de mortalidad en caso de fallo de alimentación mecánica > 12 en el grupo de ventilación convencional con un RR de 3,33. Conclusión que el rendimiento mecánico no está directamente relacionado con la mortalidad cuando se divide a la población en dos grupos según el modo de ventilación al que puede estar expuesto un paciente con insuficiencia respiratoria aguda sin SDRA. El modo de ventilación ASV Intellivent influye directamente en los días sin ventilación mecánica invasiva” (6).

Contexto Nacional

Patricia de Fátima Chambergó en su tesis de maestría en Ingeniería Mecánica con Mención en Automática y Optimización titulada “Diseño, Simulación Y Control de un Resucitador para Pacientes con Dificultad Respiratoria” (7) nos indica que busca establecer una propuesta para mejorar la ventilación manual. El cual cubre el boceto del mecanismo que tiene las funcionalidades del habitualmente usado de equipo, como, así como ser simple de transferencia y automático. Utilizando la manivela-biela-pistón como dispositivos de accionamiento mecánico, programadas por un controlador. El objetivo es que el control de la cantidad de volumen, utilizando un controlador difuso. Conociendo el funcionamiento de la máquina y sus dimensiones, el diseño de las piezas se ha completado, por lo tanto, haciendo el prototipo propuesto.

Los resultados obtenidos fueron correctos para pacientes adultos y pediátricos, sin embargo, porque el volumen de neonatales pacientes que es pequeño, el sistema no responde correctamente. Cada ventilación debe ser hecho en un segundo, por lo que se sugiere para la posterior investigación de añadir una velocidad reductora, o un dispositivo, tales como pulso ancho de modulación, tales que el proceso alcanza el conjunto tiempo. Esta propuesta mejora

la ventilación técnica mediante la conversión de manual a automática, por lo tanto, ayuda a dar otros soportes vitales.

Saúl Enrique Mendoza Barrenechea en su tesis titulada “Protocolo de Calibración de la Concentración Parcial de Oxígeno en Ventiladores Pulmonares” (8) nos muestra el problema peruano de no disponer de un sistema de mantenimiento preventivo para equipos médicos, mostrando que no esté un marco legal que exigiera el cumplimiento de estándares internacionales de mantenimiento y calibración.

“En este conjunto grupo de equipos médicos críticos se encuentra el ventilador pulmonar, que, como se explicará a continuación, se utiliza para brindar apoyo respiratorio a pacientes que no pueden asumir la función natural de la respiración” (8)

En su trabajo de investigación intenta contribuir al problema descrito diseñando un protocolo de calibración del parámetro FiO₂ en el ventilador pulmonar; El analizador de oxígeno está disponible para realizar las pruebas pertinentes y se utilizará como instrumento de medición.

“Al concluir las distintas pruebas de uso del protocolo de calibración de FiO₂ en un ventilador pulmonar en un centro de salud de nuestro país (revisión actual del equipo), se puede asumir que para los diferentes modos de funcionamiento la variación de la lectura por ambos sensores, tanto de valor constante como aumentado, oscilan entre 95% y 98 ° de precisión para el sensor del ventilador Velas y para el MaxO₂ Plus entre 97% y 99%, esto en relación al valor de FiO₂ deseado a suministrar al convaleciente” (8)

Esperanza Dalila Pacheco Saucedo y Rojsana Mejía Fernández en su tesis de especialización en cuidados intensivos titulada “Pronostico De Pacientes con Insuficiencia Respiratoria Aguda Sometidos a Ventilación Mecánica no Invasiva”, “cuyo objetivo ha sido corregir el pronóstico de pacientes con insuficiencia respiratoria aguda sometidos a ventilación mecánica no invasiva, el cual fue desarrollado por medio de revisiones sistemáticas sintetizando diversas información sobre insuficiencia respiratoria aguda. Cuyos resultados nos muestran que el pronóstico de los pacientes con insuficiencia respiratoria aguda sometidos a ventilación mecánica no invasiva es positiva, pues no es un método invasivo, no es muy costoso, no es doloroso, te posibilita ingerir alimentos, dialogar y más

que nada te encuentras despierto. Además se debe remarcar que se ha encontrado similitudes con otros estudios nacionales y latinoamericanos, en el sentido de que el pronóstico de los pacientes con insuficiencia respiratoria aguda sometidos a ventilación mecánica no invasiva” (9)

“Concluyendo de esta forma, que el pronóstico de los pacientes con insuficiencia respiratoria aguda sometidos a ventilación mecánica no invasiva es eficiente debido a que reduce la probabilidad de intubación orotraqueal en el 85%; también reduce significativamente la duración de la estancia hospitalaria en comparación con el estándar (ventilación mecánica asistida). Y las complicaciones graves que ocurren con la ventilación con presión positiva no invasiva son menores que con la ventilación mecánica asistida” (9)

2.1.1. Ventilación pulmonar

La ventilación se refiere al paso del aire, y en la ventilación pulmonar es la entrada de aire a los pulmones, tenemos la aspiración y espiración. En condiciones normales este movimiento de aire se produce inconscientemente, así como también podemos hacer dicho movimiento en forma voluntaria, siendo capaces de modificar la frecuencia, ritmo, y la amplitud de la ventilación.

Es por ello para hacer un examen funcional respiratorio es necesario hacer una prueba de espiración forzada (10) “. La mayoría de los pacientes con enfermedades pulmonares presentan espiración forzada anormal y con mucha frecuencia la información que se obtiene con esta prueba resulta útil para su manejo clínico”.

El ciclo respiratorio normal en reposo es.

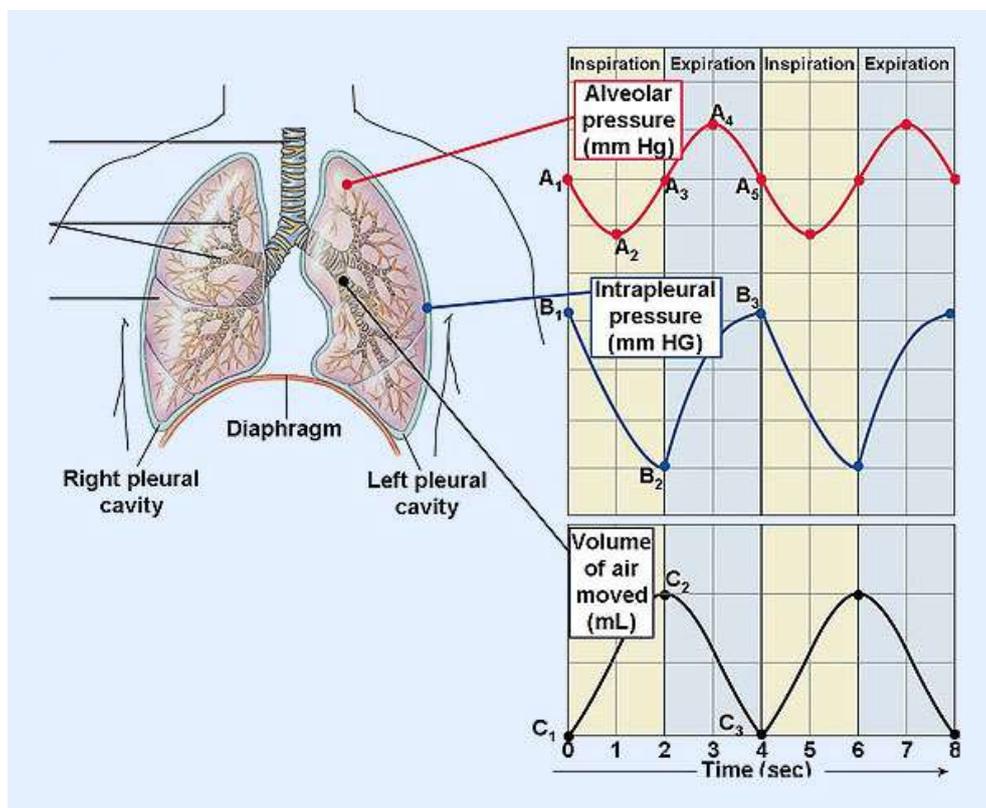
- ✓ Inspiración: Duración 1,5 a 2 segundos.
- ✓ Espiración: Duración 1,5 a 2 segundos.
- ✓ Interrupción anatómica de jadeo, de unos 2 segundos.

2.1.1.1. Presiones que originan la ventilación pulmonar

- Presión atmosférica o bucal: Tiene relación con el aire atmosférico.
- Presión alveolar o intrapulmonar: La presión a la que se hallan los alveolos.

- Presión pleural o intrapleural: “Es la presión que se mide en medio de las 2 hojas de la pleura. Gracias a las características flexibles del pulmón y tórax que traccionan en sentidos opuestos, el pulmón hacia adentro y el tórax hacia fuera, se crea una presión intrapleural negativa” (11).
- Presión transpulmonar: “Es una de las presiones transmurales que puede medirse en el aparato respiratorio. Es la diferencia entre la presión alveolar menos la presión pleural en el pulmón” (11).

Figura. 1 Presiones que originan la ventilación pulmonar



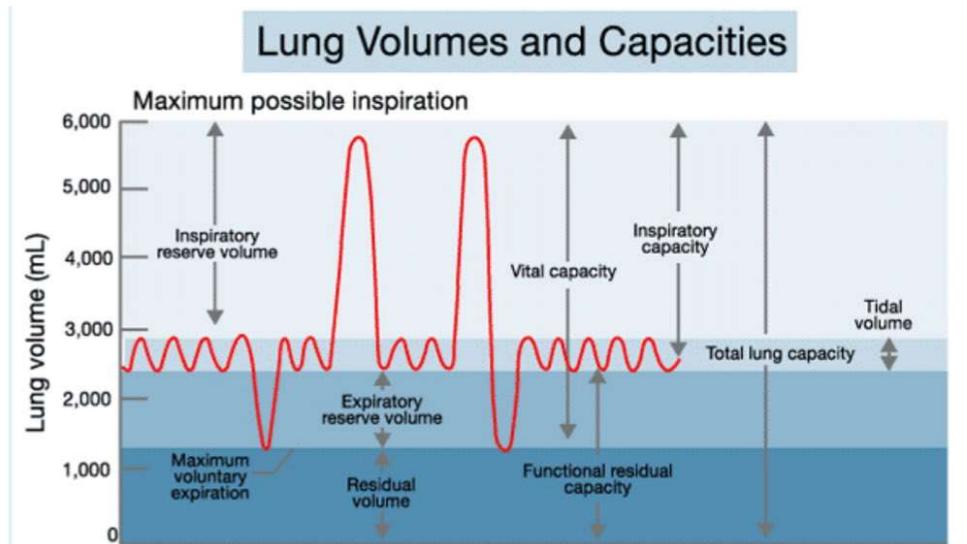
Fuente: Mecánica respiratoria, Universidad de Cantabria

2.1.1.2. Volúmenes torácicos.

- Capacidad pulmonar total o Total lung capacity (TLC), por sus siglas en inglés, “es la masa de aire en el pulmón al final de una inspiración máxima. Es la capacidad vital más volumen residual (RV). Es una medida del tamaño pulmonar que es de un aproximado de 5800 ml” (11).

- La capacidad inspiratoria “es la masa de aire que podría ser inspirado después de la espiración normal, o sea, a partir de la capacidad funcional residual o FRC, por sus siglas en inglés. Su valor aproximado en adultos es de 3500 ml” (11).
- La capacidad vital espiratoria “es el volumen de aire exhalado luego de una inspiración máxima y la inspiratoria es el volumen que podría ser inspirado luego de una espiración máxima. La capacidad vital es la suma de la capacidad inspiratoria y del volumen de reserva espiratoria” (11).
- La capacidad residual funcional “es la magnitud de aire que queda en el pulmón luego de la exhalación normal y es alrededor de 2300 ml” (11).
- El volumen circulante (Tidal volume; TV) “es el bulto de aire que se moviliza a lo largo de un ciclo respiratorio normal (inhalación y exhalación). Y el valor aproximado en un varón adulto es de 500 ml” (11).
- El volumen de reserva inspiratorio “es el bocado de aire que se puede inspirar después de una inhalación normal. Y el valor aproximado en un varón adulto es de 3000 ml” (11).
- El volumen de reserva espiratorio “es el tamaño de aire que se puede exhalar después de una exhalación normal. Y el valor aproximado en un varón adulto es de 1100 ml” (11).
- El volumen residual “es el volumen de aire que queda después de una espiración forzada y su valor promedio en adultos es de 1200 ml” (11).
- La Capacidad de cierre (Closing capacity; CC) “es el cuerpo pulmonar por debajo del cual se produce el fenómeno de cierre de las vías respiratorias a lo largo de la maniobra de una exhalación máxima lenta” (11).
- La ventilación voluntaria máxima (Maximal breathing capacity; MBC) “es el volumen de gas máximo que puede ser espirado durante un minuto a una frecuencia de 30 x' durante 20x” (11).

Figura. 2 Capacidad y volúmenes



2.1.2. Insuficiencia respiratoria (IR)

Como ya se ha visto en el apartado anterior, la función primordial del sistema respiratorio es asegurar un intercambio de gases suficiente para garantizar un contenido óptimo de oxígeno. “La IR es un defecto en el intercambio de gases pulmonares en la que el valor límite de PaO₂ está por encima de 60 mmHg y por debajo de este valor es muy pronunciado, lo que corresponde aproximadamente a una saturación de oxígeno del 90%” (11).

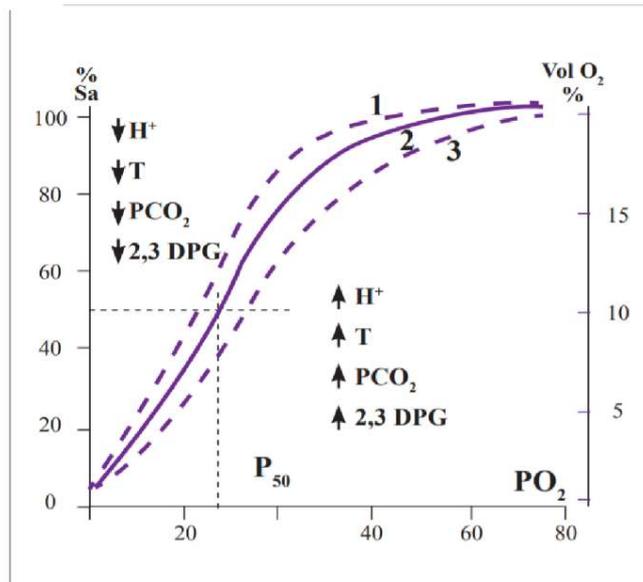
Tabla 1. Puntos claves de la Insuficiencia Respiratoria Aguda.

Concepto	Fisiopatología	Clínica	Diagnóstico	Tratamiento
La presión arterial de oxígeno (PaO ₂) es menor de 60 mmHg y/o la presión arterial de dióxido de carbono (PaCO ₂) es mayor de 50 mmHg. Si ocurre en un corto periodo de tiempo toma el nombre de insuficiencia respiratoria aguda.	La hipoventilación alveolar, los trastornos de la difusión, el cortocircuito izquierda-derecha o shunt y los desequilibrios de la relación ventilación/perfusión.	Las alteraciones son secundarias a la hipoxemia y a la hipercapnia. Además de los síntomas del aparato respiratorio pueden asociarse manifestaciones clínicas cardiacas y neurológicas.	La gasometría arterial nos da la información sobre la PaO ₂ , la PaCO ₂ y el pH, así como el gradiente alvéolo arterial de oxígeno (A-a PaO ₂).	Ante una evolución desfavorable y ponderando las indicaciones se debe considerar iniciar soporte ventilatorio, bien con ventilación no invasora, o si hubiere lugar con intubación endotraqueal y ventilación mecánica invasora.

Información tomada en la Revista Médica: Insuficiencia respiratoria aguda; C. Carpio, D. Romera y J. Fernández-Bujarrabal.

2.1.2.1. Rango del intercambio de gases.

Figura. 3 Rango de disociación de la hemoglobina.



Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda; Fernando R. Gutiérrez Muñoz

Se puede observar que a un valor de la presión arterial de oxígeno por debajo de 60 mmHg la cantidad contenida en la sangre se reduce significativamente, a una presión parcial por encima de esta, sin embargo, solo se logran ligeros incrementos en el contenido de oxígeno. El llamado valor P50 o presión arterial de oxígeno, que se requiere para saturar la hemoglobina en un 50%, se utiliza como medida de esta afinidad. En condiciones normales, su valor se encuentra entre 26 a 28 milímetros de mercurio. Si la curva se desplaza hacia la derecha, es decir, si aumenta la presión arterial de oxígeno, la afinidad de la hemoglobina por el oxígeno disminuye.

Entonces se puede decir: si conocemos la presión parcial del oxígeno, podemos calcular el contenido de oxígeno de la sangre, usando la siguiente relación:

$$CaO_2 = (1.36 \times Hb \times SatO_2\%) + (0.03 \times PaO_2)$$

Donde:

CaO₂ = contenido de oxígeno en sangre arterial (ml de O₂ /100 ml de sangre).

Hb = concentración de hemoglobina (gramos/100 ml de sangre).

SatO₂ % = fracción de Hb ligada con el oxígeno.

PaO₂ = presión parcial de O₂ en sangre arterial.

2.1.2.2. Clasificación de Insuficiencia Respiratoria.

De acuerdo con Fernando Gutiérrez Muñoz (12) la Insuficiencia Respiratoria se clasifica:

a) Por Criterio Evolutivo:

a.1) Insuficiencia Respiratoria Aguda: “Se detecta en poco tiempo, se desencadena en minutos, horas o días sin que se creen mecanismos de compensación” (12).

a.2) Insuficiencia Respiratoria Crónica: “se establece en días un periodo mayor de tiempo, y puede implantar el período final de numerosas entidades patológicas, no solo pulmonares sino incluso extrapulmonares. En estos casos, los mecanismos de compensación se derivan de forma inmediata” (12)

a.3) Insuficiencia Respiratoria Crónica Reagudizada: “Se presenta en pacientes con insuficiencia respiratoria crónica que sufren una descompensación aguda de su enfermedad y agravan el intercambio gaseoso” (12).

B) Según Gasométricas:

La presión parcial de dióxido de carbono (PaCO₂) depende de la producción y eliminación de dióxido de carbono, que es inversamente proporcional a la ventilación alveolar. El PH y el bicarbonato (COH₃) nos permitieron determinar el grado de compensación renal en enfermedades respiratorias; “De esta forma, la presencia de bicarbonato elevado nos permite distinguir una IR crónica de una aguda” (12). Según la gasometría arterial se da:

Presión arterial de oxígeno: 60-80 mmHg (Hipoxemia arterial)

< 60 mmHg (Insuficiencia respiratoria)

Presión parcial de CO₂: “< 35 mmHg Hipocápnia (hiperventilación alveolar)” (12).

“>45 mmHg Hipercápnia (hipoventilación alveolar)” (12).

b.1) Insuficiencia respiratoria TIPO I: Hipoxémica

“Llamada también oxigenatoria o hipoxémica, se define por: Hipoxemia con PaCO₂ normal o bajo, gradiente alvéolo-arterial de O₂ incrementado (AaPO₂ > 20 mmHg)” (12).

Tabla 2. Origen de la Insuficiencia Respiratoria Tipo I

Corto circuito	Desequilibrio V/Q
IAM	Asma
Insuficiencia ventricular izquierda	Neumonía, Sarcoidosis
Insuficiencia mitral	Obstrucciones pulmonares.
Estenosis mitral	Disminución de la fracción de O ₂ del aire inspirado.
Disfunción diastólica	Falta de oxígeno a un nivel alto de altura.
Sepsis	Respiración de gases tóxicos.
Aspiración	Reducción de O ₂ en la sangre venosa.
Traumatismo múltiple	Desnutrición.
Pancreatitis	Hipoxemia.
Reacción a medicamentos (ASA, opioides)	
Ahogamiento	
Neumonía	
Lesión por reperfusión	
Lesión por inhalación	
Exposición a grandes altitudes	
Reexpansión pulmonar	

Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda; Fernando R. Gutiérrez Muñoz

b.2) Insuficiencia respiratoria TIPO II: Hipercarbica

“También llamado ventilatorio, caracterizado por: hipoxemia con aumento de PaCO₂; gradiente de O₂ alveolo arterial normal (PO₂ < 20 mmHg)” (12)

Tabla 3. Origen de Insuficiencia Respiratoria II.

Corto circuito	Desequilibrio V/Q
EPOC.	Reducción de la ventilación:
Respuesta inmune por bacterias u otros organismos.	Golpes en la médula, nervios periféricos.
Sensación de ahogo y silbidos en el pecho.	Guillain Barré.
Cicatrización por fumar en los pulmones	Miastenia.
Desvío lateral de la columna vertebral	Esclerosis lateral.
	Polimiositis.
	Distrofia muscular.
	Patologías torácicas (Toracoplastia, escoliosis).

Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda; Fernando R. Gutiérrez Muñoz

2.1.2.3. Clínica de la IRA.

Tabla 4. Manifestaciones clínicas de IRA.

Manifestaciones de hipoxemia	Pulmones normales
Neurológico	Neurológico
Dolor de cabeza	Dolor de cabeza.
Confusión, somnolencia, coma.	Hipertensión endocraneana y edema papilar.
Vértigo.	Asterixis, mioclonías.
Insomnio, inquietud, convulsiones.	Letargo, coma.
Cardiovascular	Cardiovascular
Frecuencia cardíaca rápida, Frecuencia cardíaca rápida.	Presión arterial sistólica alta.
Disturbios en el ritmo cardíaco.	Hipertensión pulmonar.
Hipertensión a nivel arterial.	Hipotensión retardada.
Hipertensión a nivel pulmonar.	Insuficiencia cardíaca.

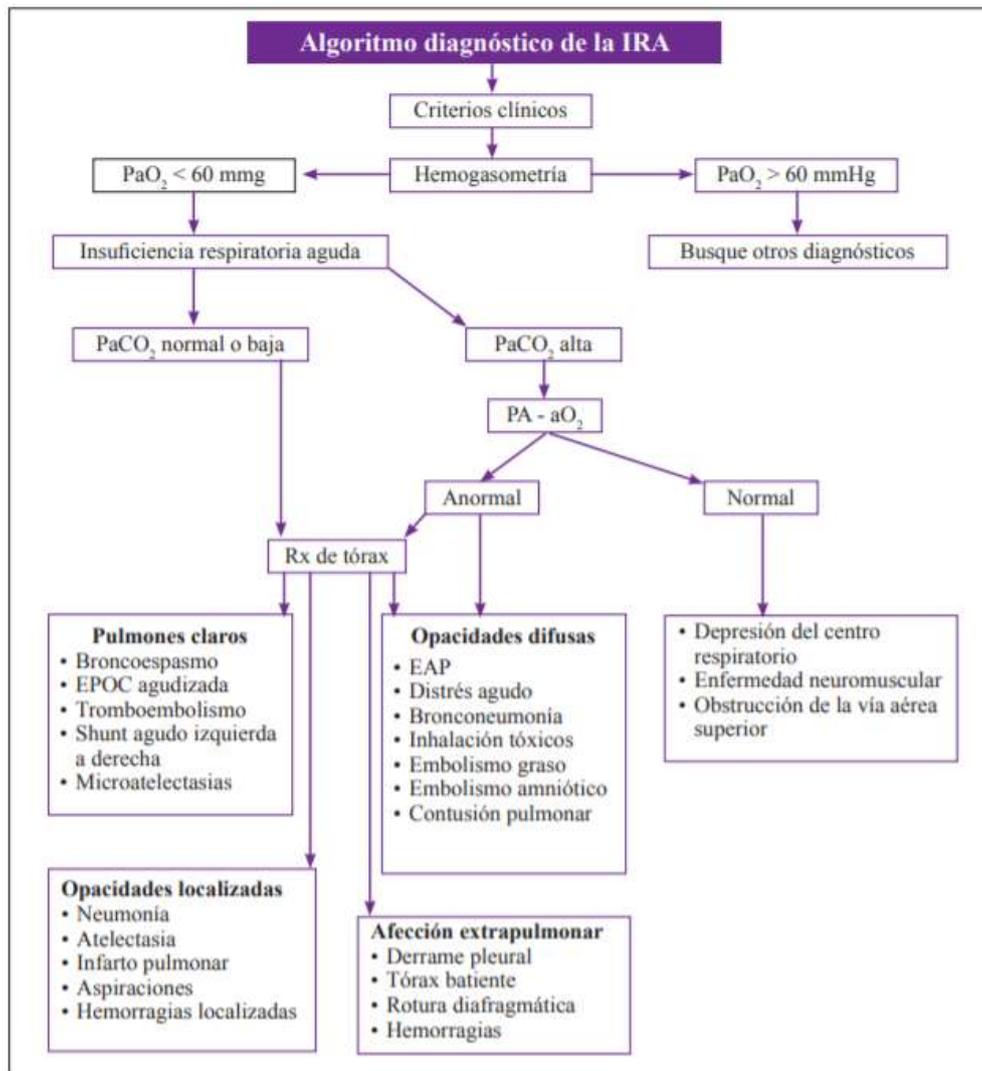
Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda; Fernando R. Gutiérrez Muñoz

A) Exámenes Auxiliares

Laboratorio clínico:

- a) Gases arteriales: “cuantifica el alcance de las anomalías en el intercambio de gases arteriales y nos proporciona datos para la clasificación y orientación terapéutica” (12).
- b) Hemograma: “la anemia agrava la hipoxemia y puede causar edema agudo de pulmón, la policitemia sugiere hipoxemia crónica, leucocitosis desviación a la izquierda o leucopenia en infecciones, trombocitopenia puede ocurrir en sepsis severa” (12).
- c) Creatinina y urea: “La insuficiencia renal con uremia es la causa de la insuficiencia respiratoria, la retención de líquidos que la acompaña puede desencadenar un edema pulmonar agudo” (12).

Figura. 4. Algoritmo diagnóstico de IRA con gases arteriales y rayos X de tórax.

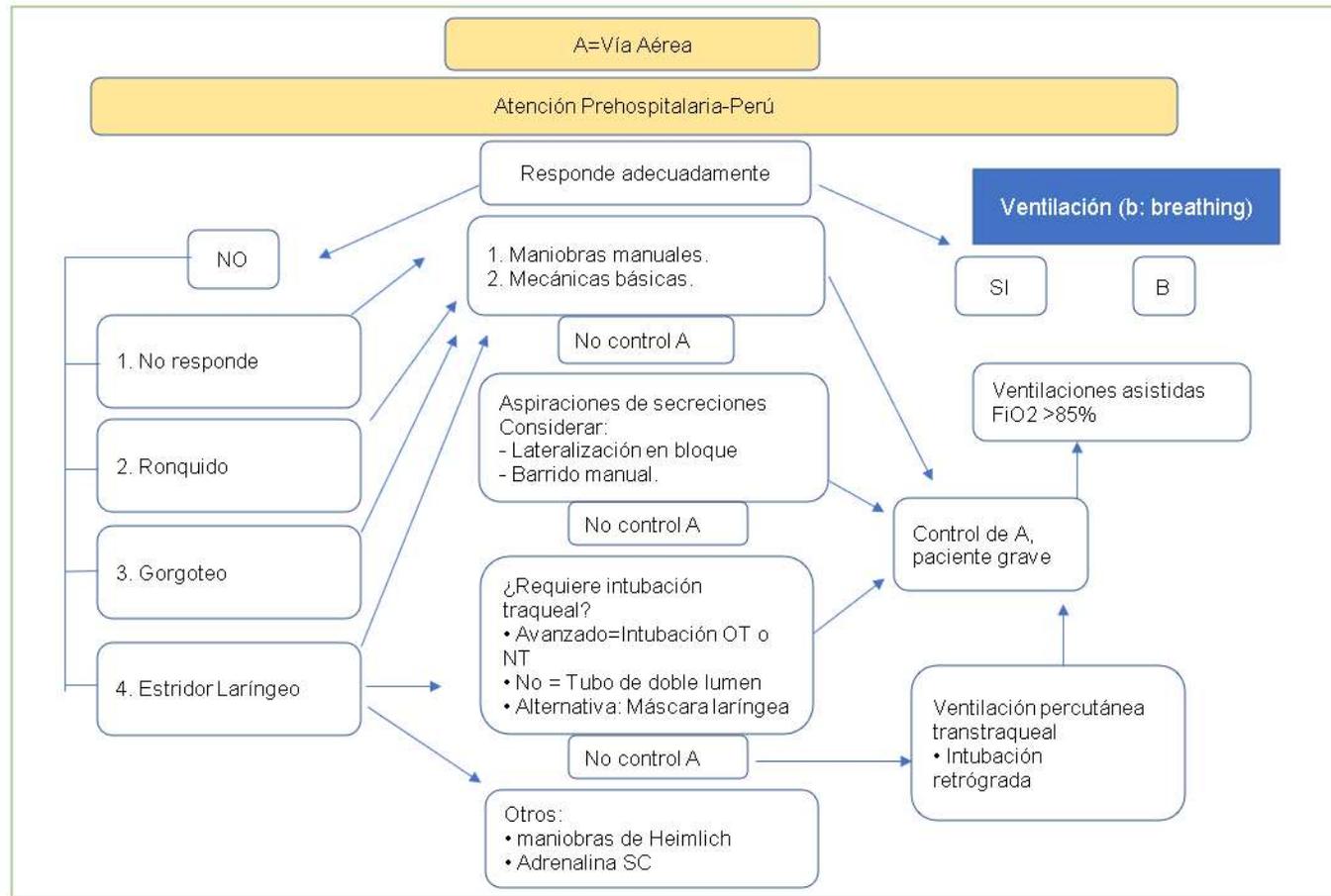


Fuente: Insuficiencia respiratoria, Fernando R. Gutiérrez Muñoz

2.1.2.4. Tratamiento de la Insuficiencia Respiratoria Aguda.

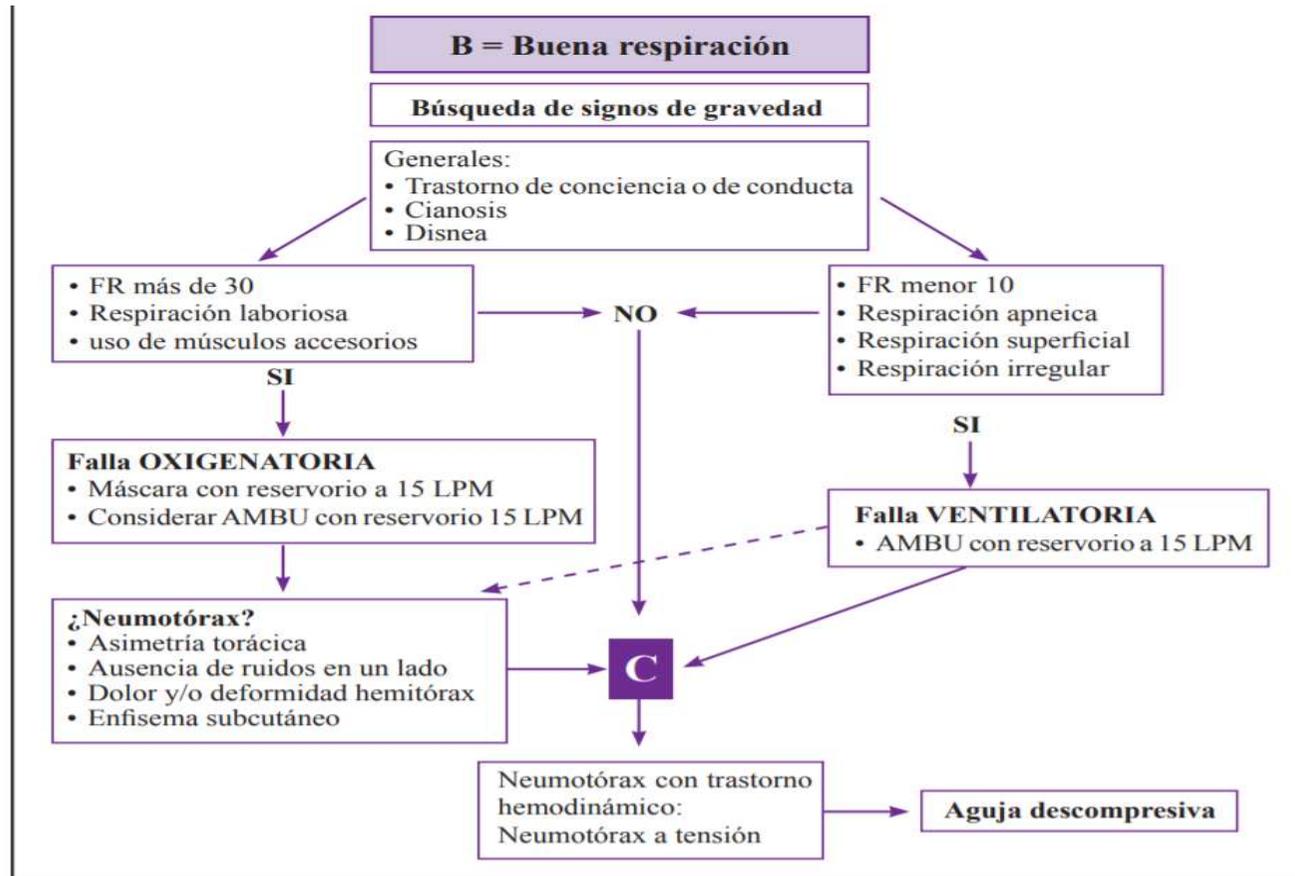
Terapia de oxígeno: la hipoxemia arterial es a menudo la enfermedad que más amenaza la vida y su corrección debe ser una prioridad en el tratamiento de la insuficiencia respiratoria aguda. El objetivo al aumentar la saturación de hemoglobina es al menos un 85-90% es para obtener una disminución en un riesgo mortal debido a la toxicidad por oxigenación. El uso de presión positiva puede ser útil en pacientes tratados con FIO2 muy alta.

Figura. 5. Pasos a seguir para la Atención Prehospitalaria en el Perú



Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda, Fernando R. Gutiérrez Muñoz

Figura. 6. Pasos a seguir de la Atención Prehospitalaria en el Perú



Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda, Fernando R. Gutiérrez Muñoz

Tabla 5. Porcentajes al administrar de oxígeno con métodos convencionales

Método	Máximo alcanzado %
Catéter Nasofaríngeo	50%
Cánula Nasal	28-40%
Máscara con reservorio	70-95%
Máscara Venturi	24-50%
Cámara Cefálica o Hood	70-90%

Fuente: Insuficiencia respiratoria aguda, Fernando R. Gutiérrez Muñoz

2.1.2.5. Insuficiencia respiratoria en cuidados críticos.

Según la NTP-ISO 80601-2-12:2020 en el título en español de dicha normativa nos menciona el término cuidados críticos, ya que toma la traducción literal de la normativa internacional ISO 80601-2-12:2020 “Medical electrical equipment — Part 2-12: Particular requirements for basic safety and essential performance of critical care ventilators” pero que en general no influye significativamente con la definición de cuidados intensivos, incluso en el sitio web oficial del Hospital Nacional Lloayza nos define con más profundidad el término de cuidados críticos, el cual abarca la unidad quirúrgica, así como también la UCI, no obstante el principal objetivo de definir correctamente cuidados críticos es proporcionarle continuamente soporte vital, monitoreando las 24 horas al día a pacientes cuyas vidas estén en grave riesgo o siendo severamente alteradas por una condición médica como en el caso de presentarse un cuadro de insuficiencia respiratoria. (13)

2.1.3. Ventilador Mecánico.

Teniendo en cuenta el concepto según el Enfermero Crítico (14) nos dice “La ventilación mecánica es un procedimiento de respiración artificial que emplea un aparato mecánico para suplir total o parcialmente la función ventilatoria. Un ventilador es un sistema capaz de generar presión sobre un gas de forma que aparezca un gradiente de presión entre él y el paciente. Por definición la ventilación mecánica actúa de forma contraria a la respiración espontánea, pues mientras ésta genera presiones negativas intratorácicas, la ventilación mecánica suministra aire a los pulmones generando una presión positiva”.

Tabla 6. Parámetros y funcionamiento de un ventilador mecánico ideal

<i>El ventilador ideal</i>
Alta capacidad para cambios bruscos de volúmenes, presiones, flujos
<ul style="list-style-type: none"> • Eficiente y accesible en su uso • Sin rechazo a la presión positiva sometida en el paciente • Económico y asequible.

Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

2.1.3.1. Funcionamiento Básico del Ventilador Mecánico

Según Fernando Gutiérrez Muñoz “la función básica del ventilador mecánico es el aire y el oxígeno que ingresan al ventilador debido a un sistema neumático externo. En este punto hay un regulador de presión o manómetro que posibilita minimizar y conservar constante la presión” (15). Conectado encontramos el microprocesador que establece la secuencia de este flujo, se abre un sistema llamado imán proporcional, que introduce el aire en el paciente. “Dispone de una válvula de seguridad que permite minimizar la presión y, en caso de que el ventilador se apague, permite la entrada de aire ambiente, una válvula unidireccional evita que el aire exhalado ingrese al mismo circuito inspiratorio una vez acabada la inspiración, se dice que el ventilador está “en ciclo”, luego se abre la válvula espiratoria y los gases pasan a través de un filtro, un sensor de flujo que mide el volumen del gas espirado, cuando el gas se escapa, la presión cae” (15)

2.1.3.2. Sistemas de Alarmas.

Tabla 7. Alarmas del ventilador mecánico.

No programables	Programables
Suministro eléctrico.	Alta y baja presión en la vía aérea.
Presión baja de aire.	Alta frecuencia.
Defecto en válvula de exhalación.	Alto volumen por minuto exhalado.
Válvula de seguridad abierta.	Bajo volumen por minuto exhalado.
Sistema de reserva activado.	

Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

2.1.3.3. Indicaciones del VM.

Tabla 8. Indicaciones de la ventilación mecánica.

Indicaciones de la ventilación mecánica	
<p>Mecánica respiratoria.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Frecuencia respiratoria mayor a 35 por minuto. • Fuerza inspiratoria negativa menor a -25 centímetros de columna de agua. • Capacidad vital menor a 10 ml por kilogramo de peso del paciente • Ventilación minuto < 3 lpm o > 20 lpm. 	<p>Indicaciones clínicas.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Defecto de la ventilación alveolar o IRA tipo II. • Hipertensión endocraneana. • Hipoxemia severa o IRA tipo I. • Profilaxis frente a inestabilidad hemodinámica. • Aumento del trabajo respiratorio. • Tórax inestable. • Permitir sedación y/o relajación muscular. • FR > 30 a 35/minuto.
<p>Intercambio gaseoso.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Fracción inspirada de oxígeno menos a 60 mm Hg o esta sea mayor a 50%. 	

Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

2.1.3.4. Objetivos de la Respiración Asistida.

Tabla 9. Finalidad de la Respiración Asistida

Objetivos fisiológicos	Objetivos clínicos
<p>1. Apoyar o regular el intercambio de gases pulmonares.</p> <p>a. Oxigenación arterial (PaO₂, SaO₂, CaO₂).</p> <p>2. Aumenta el volumen pulmonar.</p> <p>a. Suspiro pulmonar al final de la inspiración.</p> <p>b. Capacidad residual funcional (CRF).</p>	<p>1. Controlar la hipoxemia.</p> <p>2. Controlar la acidosis.</p> <p>3. Mejorar el distrés respiratorio.</p> <p>4. Prevenir o revertir las atelectasias.</p> <p>5. Revertir fatiga muscular ventilatoria.</p>

Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

2.1.3.5. Desventajas y ventajas de modos específicos de Ventilación Mecánica.

De acuerdo con Fernando Gutiérrez Muñoz y concordando con el proyecto “EQUIPO MÉDICO ELÉCTRICO. Ventiladores. Especificaciones de diseño y fabricación para su uso en cuidados críticos pediátrico-adultos durante la emergencia sanitaria” son los siguientes:

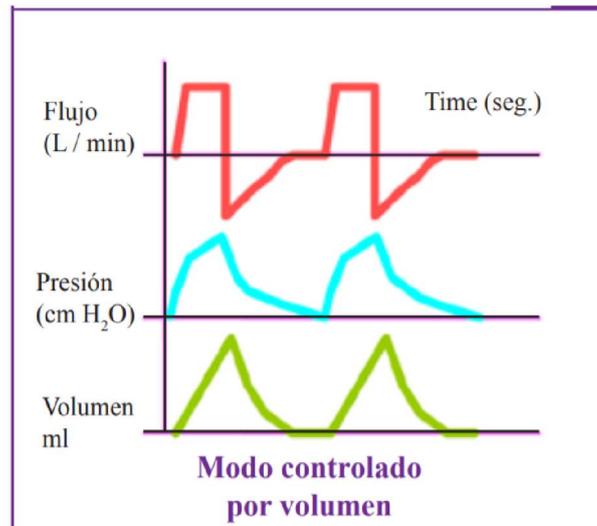
- a) Controlado por volumen: cada ciclo respiratorio se administra a la misma capacidad y al mismo tiempo, lo que significa que se determina un volumen constante independientemente del esfuerzo y la presión del paciente.
- b) Controlado por presión: “Cada ciclo de respiración se administra durante la inhalación a un nivel de presión predeterminado durante un período de tiempo específico. El volumen y el flujo varían con la resistencia respiratoria y la intensidad de la respiración” (15).

Modos de asistencia ventilatoria positiva más frecuente.

- A) Ventilación controlada por volumen (CMV): “Cada una de las respiraciones permanecen controladas por el ventilador y poseen un volumen corriente (VT) y frecuencia respiratoria (RR) preestablecidos” (15).

Ventajas de CMV: “Da soporte de ventilación completo (volumen corriente y frecuencia respiratoria constantes), después controla el volumen minuto y establece la PaCO₂ y el padrón de ventilación” (15).. Desventajas del CMV: “La asistencia ventilatoria no cambia en respuesta a una mayor demanda, puede crear discordancia (asincronía) con el ventilador, por lo que puede ser necesaria la sedación y la parálisis para una mejor coordinación” (15).

Figura. 7. Modo Controlado por volumen.

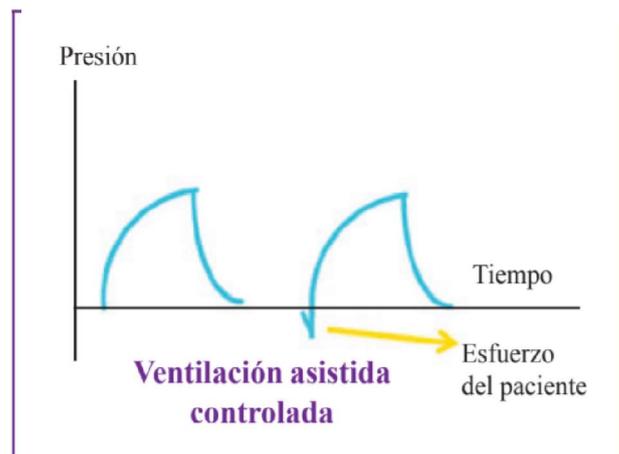


Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

B) Ventilación asistida controlada (AC): “las respiraciones se administran según lo programado con respecto al volumen corriente, el flujo máximo y la forma de onda, así como la frecuencia respiratoria básica” (15).

Ventajas: “Tenemos una ventilación mínima minuto (VM) garantizada, el volumen también está garantizado con cada respiración” (15). Desventajas “Con alta frecuencia espontánea puede conducir a alcalosis respiratoria, la presión alta también puede desarrollarse en las vías respiratorias superiores y por lo tanto tener complicaciones” (15).

Figura. 8. Ventilación Asistida Controlada.

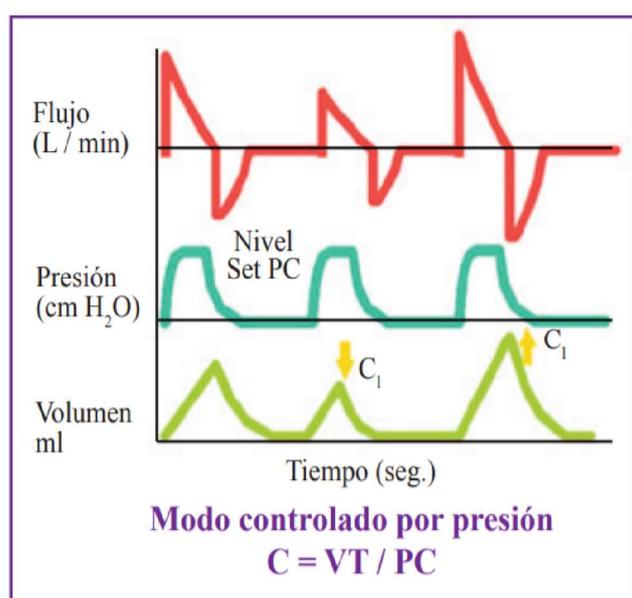


Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

C) Ventilación controlada por presión (PCV): “Consiste en la aplicación de una presión inspiratoria, un tiempo inspiratorio, la relación I: E y la frecuencia respiratoria, todo programado por el médico, el flujo administrado varía según la solicitud del paciente, el volumen corriente varía según el placer y la resistencia, el flujo entregado se está desacelerando o disminuyendo” (15).

Ventajas: “Minoriza el riesgo de barotrauma al restringir la presión máxima, puede reclutar alvéolos colapsados y congestionados. Mejora la distribución de gas incluso en alvéolos colapsados” (15). Desventaja: la principal desventaja es que el volumen corriente cambia con una diferencia en la distensibilidad (p. Ej., Síndrome de dificultad respiratoria aguda, edema pulmonar). Otra desventaja ocurre cuando se aumenta el tiempo de respiración, ya que el paciente puede necesitar anestesia.

Figura. 9. Modo Controlado por Presión.



Fuente: Ventilación mecánica, Fernando Gutiérrez Muñoz.

D) Ventilación presión de soporte (PSV): “Es la aplicación de una presión positiva programada a un esfuerzo inspiratorio espontáneo. El flujo entregado se está desacelerando, lo cual es inherente a la ventilación a presión” (15) según Fernando Muñoz. Y también nos da el conocimiento de que “para aplicar la PSV es necesario que el paciente tenga intacto su estímulo respiratorio, por lo que se produce el esfuerzo inspiratorio espontáneo y este es asistido a un nivel de presión programado,

lo que genera un volumen variable” (15) . En este modo, determina que el paciente controla la frecuencia respiratoria, el tiempo inspiratorio, el flujo máximo y el volumen corriente. La desventaja es que puede no haber suficiente soporte del ventilador si la condición del paciente cambia, lo que resulta en fatiga, es decir, el nivel de soporte permanece constante independientemente de los esfuerzos del paciente, por lo que debe ser monitoreado cuidadosamente.

2.1.3.6. Ventajas y desventajas general de la ventilación mecánica no invasivo.

a) Ventajas: De acuerdo con lo visto en los antecedentes de estudios, la principal ventaja del uso del ventilador mecánico no invasivo en general es introducir aire en los pulmones para facilitar la oxigenación en un cuadro de Insuficiencia Respiratoria Aguda de tipo I y II, preservando así la vida del paciente. Otra de las ventajas en este tipo de ventilador mecánico, es la disminución de complicaciones respiratorias al no introducir la intubación endotraqueal, en donde al reducir la intubación, esta disminuye la mortalidad de los pacientes, así como también disminuye la estancia hospitalaria en caso de Insuficiencia Respiratoria de tipo I y II

b) Desventajas: La primordial desventaja que encontramos en la ventilación mecánica en forma general es con respecto al tiempo, cuanto más tiempo un paciente este con ventilación mecánica, mayor será el riesgo de fatalidad, es por ello por lo que se tiene distintos niveles y modos de uso como se ha visto en la parte teórica de la presente investigación. Otra de las desventajas del uso frecuente del ventilador mecánico no invasivo, es el constante monitoreo al paciente, debido a que estos se programan para determinados parámetros constantes, sin embargo sabemos que el ser humano es muy versátil en cuanto a los cambios que puede presentar en cuestiones de minutos.

2.1.3.7. Parámetros valores mínimos

Los siguientes valores son tomados del proyecto “EQUIPO MÉDICO ELÉCTRICO. Ventiladores. Especificaciones de diseño y fabricación para su uso en cuidados críticos pediátrico-adultos durante la emergencia sanitaria”.

a) Volumen tidal.

– En el límite inferior debe estar al menos 50 mililitros a 1000 mililitros para el ventilador menores y mayores de 18 años.

NOTA: Considerar que el volumen indicado se refiere al volumen generado por el ventilador sin considerar el espacio muerto en la interfaz ventilador-paciente (circuito ventilatorio).

b) Respiraciones por minuto.

– En un intervalo de 1 a 60 o más RPM, con incrementos de 1 a 1.

c) CPAP/PEEP.

– En un intervalo de 0 cmH₂O a 30 cmH₂O.

d) Presión soporte (PSV).

– Intervalo de 0 cmH₂O a 45 cmH₂O.

e) Fracción inspirada de oxígeno (FIO₂).

– Intervalo 21 % y 100 %.

f) Tiempos inspiratorios y espiratorios.

– Por lo menos 0.2 s y 10 s para la inspiración y expiración.

g) Relación entre tiempo inspiratorio y el tiempo espiratorio.

– Desde 1 inspiración por una expiración hasta una inspiración por 4 expiraciones.

h) Corriente de volumen por inspiratorio

– Intervalo de 1 L/min a por lo menos 120 L/min.

i) Presión inspiratoria

– Rango de 0 cmH₂O a 80 cmH₂O.

2.1.3.8. Bolsa Ambu original.

“También conocido como resucitador-manual o bolsa-autoinflable, es un dispositivo manual para proporcionar ventilación con presión positiva para aquellos pacientes que no respiran o que no lo hacen adecuadamente. Para la versión adulto, es opcional contar con una válvula limitadora de presión, la cuál ha sido incluida en el diseño de las versiones pediátricas para garantizar la seguridad del paciente.” (16).

Figura. 10. Ambu® Resucitador Silicona Oval Resucitador Reutilizable.



Fuente Página oficial de Ambu® en español.

a) Especificaciones

Tabla 10. Especificaciones técnicas Ambu

Descripción	Adulto	Pediátrico	Neonato
Volumen tidal	700 ml	450 ml	150 ml
Peso del paciente	> 30 kg (10 años)	10-30 kg (1-10 años)	< 10 kg (1 año)
Volumen total de la bolsa	1475 ml	635 ml	220 ml
Tamaño (longitud x diámetro)	291 mm x 128 mm	245 mm x 99 mm	165 mm x 70 mm
Volumen de la bolsa del depósito de O₂	2600 ml	2600 ml	100 ml
Conector externo del paciente	22 mm (ISO)		
Conector interno del paciente	15 mm (ISO)		
Conector espiratorio (para válvula PEEP)	30 mm macho (ISO)		
Fugas	No medibles		
Temperatura de funcionamiento	-18° C a 50° C con una humedad de entre 15% y 95%.		
Temperatura de -40° C a 60° C con una humedad de entre 40% y 95%. Almacenamiento	-40° C a 60° C con una humedad de entre 40% y 95%.		

Fuente: Hoja técnica en la página de ventas Ambu español.

b) Estudios Clínicos para soporte técnico Ambu.

b.1) La precisión de la entrega de presiones objetivo utilizando manómetros de bolsa autoinflable en un estudio de mesa:

Este estudio tuvo como objetivo probar si los operadores que utilizan manómetros conectados a bolsas autoinflables pueden administrar con precisión las presiones inspiratorias máximas (PIP) establecidas en comparación con el reanimador con pieza en T (TPR) de Neopuff (™), obteniendo un resultado al analizar 13 991 inflaciones administradas por 20 participantes. En todos los PIP objetivo, el PIP medio administrado con el manómetro de Mercury Medical conectado a una bolsa autoinflable de Laerdal fue significativamente mayor en 5 cmH₂O ($p < 0.01$) que el TPR de Neopuff (™). El PIP administrado con los manómetros Ambu (™) y Parker Healthcare conectados a sus respectivos dispositivos fue similar al administrado por Neopuff (™) TPR en todos los PIP específicos. Concluyendo así que se pueden lograr PIP dirigidos con precisión cuando se usa un manómetro diseñado específicamente para usar en una bolsa autoinflable durante la ventilación manual. Esto puede resultar útil en entornos donde el acceso a un TPR Neopuff (™) o una fuente de flujo de gas es limitado. (17)

b.2) Estudio experimental de cambios en la FiO₂ durante la ventilación manual.

La presente investigación determina los efectos de la frecuencia ventilatoria (FR), la presión inspiratoria (P) y el flujo de oxígeno sobre la concentración del oxígeno suministrado (FiO₂) para obtener una FiO₂ cercana a 1.

Teniendo como resultado el aumento del flujo de oxígeno suministrado con el Ambu aumenta los valores de FiO₂ ($P < 0.0001$); a mayor frecuencia ventilatoria, menor FiO₂ ($P < 0.0001$). El valor medio de la FiO₂ administrada se relacionó con el operador (extremo: 47-86%) ($P < 0.001$). El análisis estadístico multivariado mostró que el flujo de O₂, la frecuencia del ventilador y el operador modulaban de forma independiente la FiO₂. Ti y Vt no cambiaron la FiO₂. Protocolo 2 (con control visual de la presión: las presiones medias de inflado fueron menores que las obtenidas sin control visual de la

presión (26 vs 40 cmH₂O respectivamente; P <0.05). La FiO₂ fue independiente del flujo de O₂ y de la frecuencia ventilatoria.

2.1.4. Transferencia de potencia.

Según Mott (18) “Transmitir potencia entre dos o más elementos dentro de algún tipo de fuente giratoria, como motor eléctrico o motor de combustión interna, entre otros. La transmisión causa algún cambio en la velocidad de rotación de los ejes que forman la transmisión, para que el eje de salida trabaje con más lentitud o mayor rapidez que el eje de entrada.

Cuando hay una reducción de velocidad, existe un incremento correspondiente en el par torsional transmitido y viceversa.

Teniendo en cuenta los diversos elementos de máquina que se utilizan en forma típica y estandarizada en las transmisiones: transmisión por bandas, transmisión por cadenas, engranajes, ejes, cojinetes, cuñas y acoplamientos, sellos y cajas que contengan el conjunto de elementos.

Para determinar la transmisión de potencia, el par torsional aumenta en proporción con la que se reduce la velocidad de rotación.

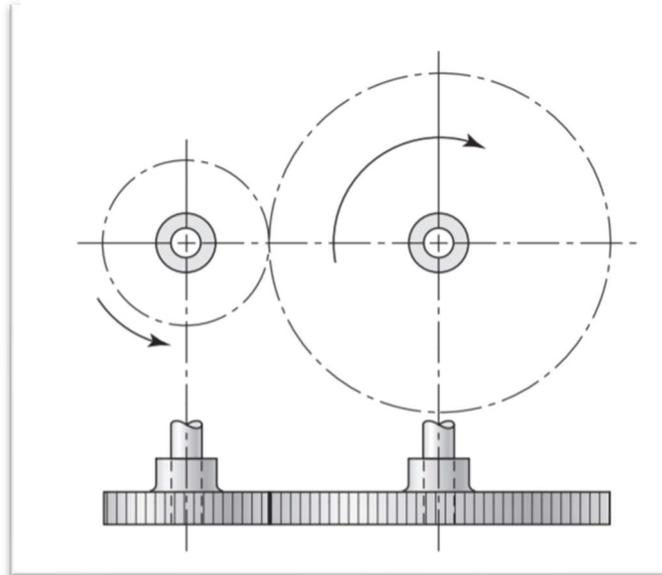
La alta velocidad del motor hace que la transmisión por bandas sea la ideal para la primera etapa de reducción. Sin embargo, si la transmisión requiere reducciones muy grandes, son preferibles los reductores de engrane. En general, el eje de salida del reductor de engrane está a baja velocidad y tiene un gran par de torsión. Si tanto la velocidad como el par torsional son satisfactorios para la velocidad, entonces se puede acoplar directamente a la máquina” (p300-02).

2.1.4.1. Tipos de engranajes

Existen varios tipos de engranajes, en cada una de ellas con geometría distintas

a) Engranajes Rectos: Según Mott (p302) “Los engranajes rectos tienen dientes rectos y paralelos al eje del árbol que lo sostiene”

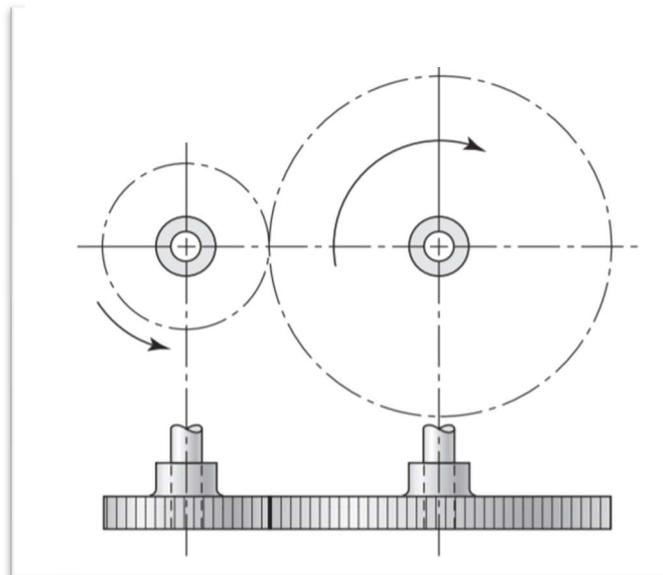
Figura. 11. Engranajes Rectos.



Fuente: “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett” (19)

b) Engranajes helicoidales: “Los engranajes helicoidales forman un ángulo con respecto al eje del árbol, los cuales son típicamente desde 10° hasta unos 30° , pero los más prácticos los ángulos hasta 45° ” (p302).

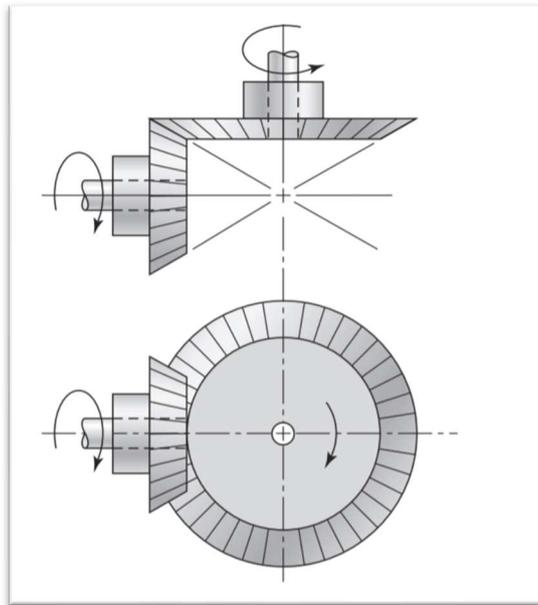
Figura. 12. Engranajes Helicoidales.



Fuente: “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett” (19)

c) Engranés cónicos: “Tienen dientes colocados como elementos sobre la superficie de un cono. Los dientes de los engranes cónicos rectos parecen semejantes a los del engrane recto, pero tienen lados inclinados entre sí. En forma típica operan en ejes 90° entre sí” (p302).

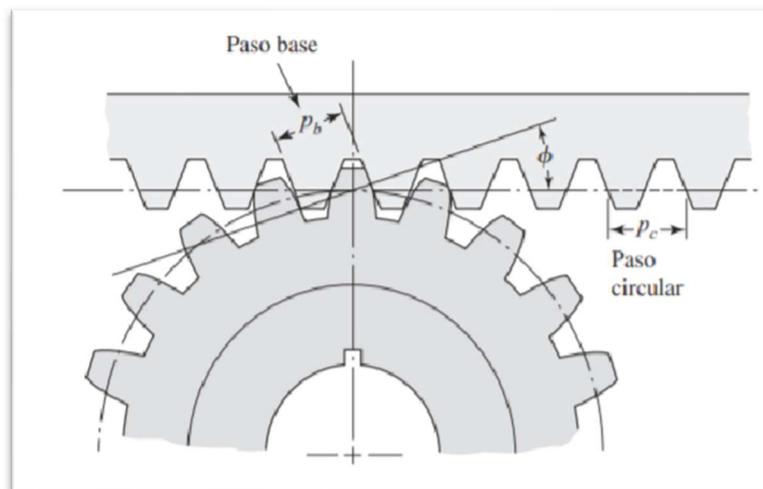
Figura. 13. Engranés Cónicos.



Fuente: “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett” (19)

d) Cremallera: “Una cremallera es un engrane en línea recta que se mueve en línea, en vez de girar. A la combinación entre engrane y cremallera se le conoce como *accionamiento por piñón y cremallera*” (p303).

Figura. 14. Accionamiento por piñón y cremallera.



Fuente: “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett” (19)

2.1.4.2. Terminología de engranes.

Según Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett nos indica que terminología para los dientes de engranes rectos es la siguiente:

“*Círculo primitivo* es un círculo teórico en el que generalmente se basan todos los cálculos; su diámetro es el diámetro primitivo. Los círculos primitivos de un par de engranajes acoplados son tangentes entre sí. Un piñón es el más pequeño de dos pares de engranajes; a menudo, la más grande se llama rueda” (20).

“*Paso circular (p)* es la distancia, medida en el círculo primitivo, desde un punto en un diente hasta un punto correspondiente en un diente adyacente. De esta forma, el paso circular es igual a la suma del grosor del diente y el ancho de la brecha” (20).

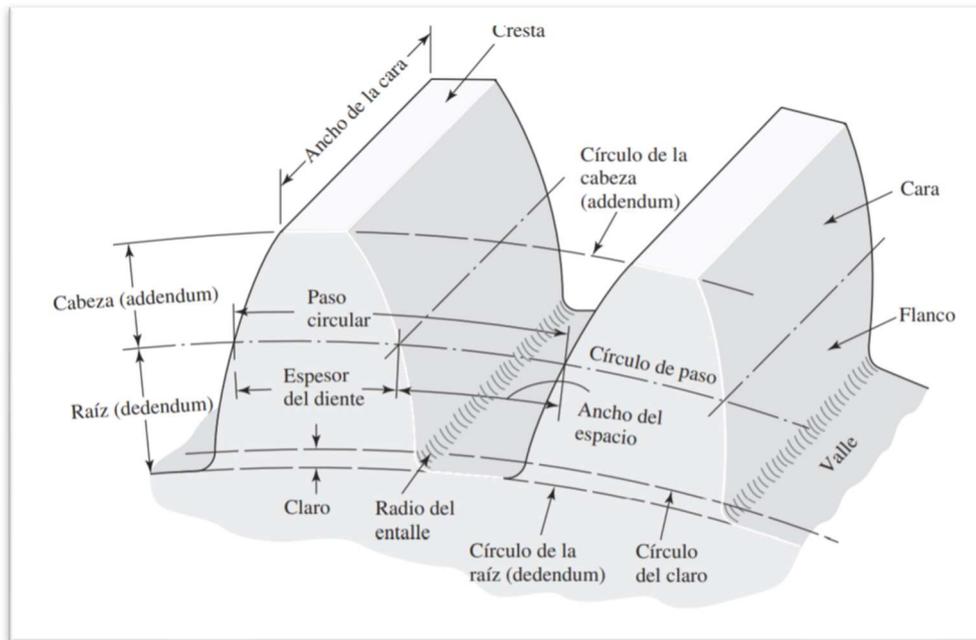
“*Módulo (m)* representa la relación entre el diámetro primitivo y el número de dientes. La unidad de longitud que se suele utilizar es el milímetro. El módulo indica el índice del tamaño del diente en unidades en el sistema internacional” (20).

“El *paso diametral (P)* viene dado por la relación entre el número de dientes del engranaje y el diámetro del paso. Por tanto, es el recíproco de la forma. Dado que el paso diametral solo se usa con unidades del sistema inglés, se expresa en dientes por pulgada” (20).

“La *cabeza (addendum) (a)* está determinada por la distancia radial entre la cresta y el círculo de paso. La *raíz (dedendum) (b)* es igual a la distancia radial desde la parte inferior hasta el círculo primitivo. La altura, o profundidad total (ht), es la suma de la cabeza (apéndice) y la raíz (dedendum)”. (20)

“El círculo del juego es un círculo tangente al círculo de la raíz (dedendum) del engranaje de acoplamiento. El espacio c viene dado por la cantidad en que la raíz (dedendum) en un engranaje dado excede la cabeza (apéndice) de su engranaje de acoplamiento. La holgura está determinada por la cantidad en que el ancho de un espacio entre los dientes excede el grosor o el grosor del diente de acoplamiento medido en círculos primitivos” (20).

Figura. 15. Terminología de los engranes rectos.



Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

Relaciones útiles para el diseño de engranes.

$$Pd = \frac{N}{d}$$

$$m = \frac{d}{N} = \frac{1}{Pd} = 25.4 \frac{1}{Pd}$$

$$p = \frac{\pi d}{N} = \pi m$$

$$pP = \pi$$

Donde

P_d = paso diametral, dientes por pulgada.

N = número de dientes del diámetro de paso, pulg.

M = módulo, mm.

d = diámetro de paso, mm.

p = paso circular.

Tabla 11. Pasos circulares normalizados

Pasos circulares (pulgadas)		
10.0	7.5	5.0
9.5	7.0	4.5
9.0	6.5	4.0
8.5	6.0	3.5
8.0	5.5	

Tabla 12. Pasos diametrales normalizados en dientes/pulgada

Paso grueso ($P_d < 20$)				Paso fino ($P_d > 20$)	
1.0	2.0	5.0	12	20	64
1.25	2.5	6.0	14	24	72
1.5	3.0	8.0	16	32	80
1.75	4.0	10	18	48	96
					120

Tabla 13. Módulos normalizados

Modulo (mm)	Pd equivalente	Pd normalizado más cercano
0.3	84.667	80
0.4	63.500	64
0.5	50.800	48
0.8	31.750	32
1	25.400	24
1.25	20.320	20
1.5	16.933	16
2	12.700	12
2.5	10.160	10

3	8.466	8
4	6.350	6
5	5.080	5
6	4.233	4
8	3.175	3
10	2.540	2.5
12	2.117	2
16	1.587	1.5
20	1.270	1.25
25	1.016	1

Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

Para calcular las propiedades del diente de engrane se debe tener en cuenta su involuta.

Tabla 14. Formulas del diente a 20°

Fórmula para características de dientes de engranes: involuta 20°.				
Propiedad	Símbolo	Paso grueso $P_d < 20$	Paso fino $P_d \geq 20$	Modulo
Adendum	a	$1/P_d$	$1/P_d$	1.00m
Dedendum	b	$1.25/P_d$	$1.20/P_d + 0.002$	1.25m
Clearance	c	$0.25/P_d$	$0.20/P_d + 0.002$	0.25m

Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

Tabla 15. Formulario básico de engranes rectos.

Formulario para cálculo de engranajes rectos		
Definición	Formula	Unidades
Diámetro exterior	$D_0 = m(N + 2) = D + 2a$	mm o pulg
Diámetro de raíz	$D_R = D - 2b$	mm o pulg
Altura total	$hf = a + b = Hk + c$	mm o pulg
Profundidad del trabajo	$Hk = 2a$	mm o pulg
Espesor del diente	$T = \frac{p}{2} = \frac{\pi}{2 P_d}$	mm o pulg

Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

2.1.4.3. Relación de contacto.

Robert L. Mott nos demuestra que “Al acoplar es imperativo que haya un segundo diente que comience a hacer contacto ante de que un diente en particular se desacople, a esto se le conoce como relación de contacto, que se usa para indicar el número promedio de dientes en contacto durante la transmisión de potencia. Una relación mínima recomendada es de 1.2, sin embargo, las combinaciones típicas de engranajes rectos tienen valores de 1.5 o más” (19).

$$mf = \frac{\sqrt{R_{op}^2 - R_{bp}^2} + \sqrt{R_{og}^2 - R_{bg}^2} - C \operatorname{sen} \phi}{p \cos \phi}$$

ϕ = Ángulo de presión.

R_{op} = Radio exterior del piñón = $D_{op}/2 = (N_p + 2) / (2P_d)$

R_{bp} = Radio exterior del piñón = $D_{bp}/2 = (D_p/2) \cos \phi = (N_p) / (2P_d) \cos \phi$

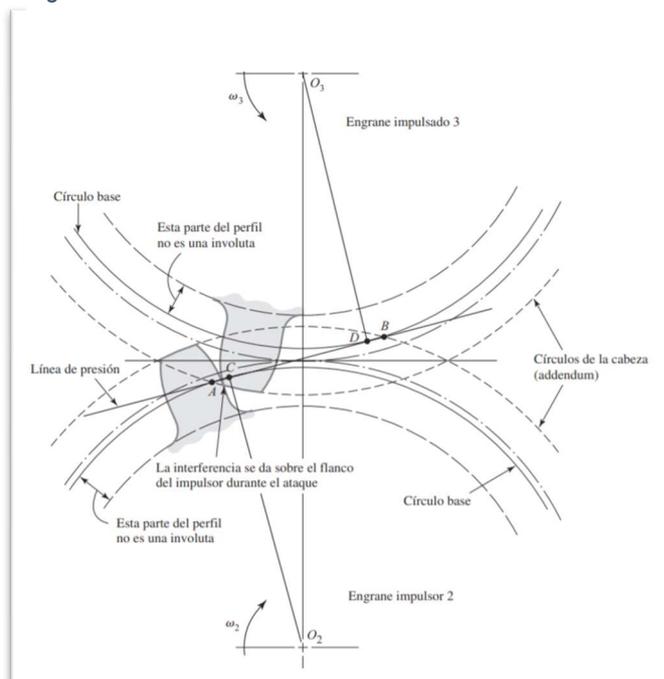
R_{og} = Radio exterior del piñón = $D_{og}/2 = (N_g + 2) / (2P_d)$

R_{bg} = Radio exterior del piñón = $D_{bg}/2 = (D_g/2) \cos \phi = (N_g) / (2P_d) \cos \phi$

C = Distancia entre círculos = $(N_p + N_g) / (2P_d)$

P = Paso circular = $\pi D_p / N_p = \pi P_d$

Figura. 16. Interferencia en la acción entre dientes.



Fuente: “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett” (19)

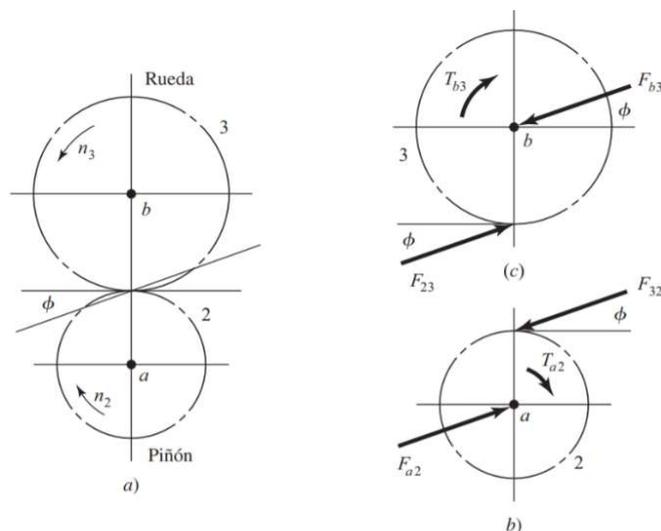
Análisis de fuerzas

a) Engranajes rectos

Como nos indica Según Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett en la siguiente figura 17.a “hay un piñón montado en un eje a que gira en el sentido de las manecillas del reloj a n_2 rpm, e impulsa un engrane en el eje b a n_3 rpm. Las reacciones entre los dientes acoplados se presentan a lo largo de la línea de presión” (19).

En la Figura 17.b, el engranaje está separado del piñón y el eje y su movimiento ha sido reemplazado por las fuerzas F_{a2} y T_{a2} son la fuerza y el par ejercidos por el eje a en el engranaje 2. respectivamente. F_{32} es la fuerza que ejerce el engranaje 3 sobre el engranaje. Se puede obtener el diagrama de cuerpo libre de la corona como se muestra en la Figura 17.c, con la información anterior.

Figura. 17. Diagramas de cuerpo libre de las fuerzas y momentos que actúan sobre dos engranes.



Fuente: “Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett” (19)

Ahora se define como la **carga transmitida** (W_t)

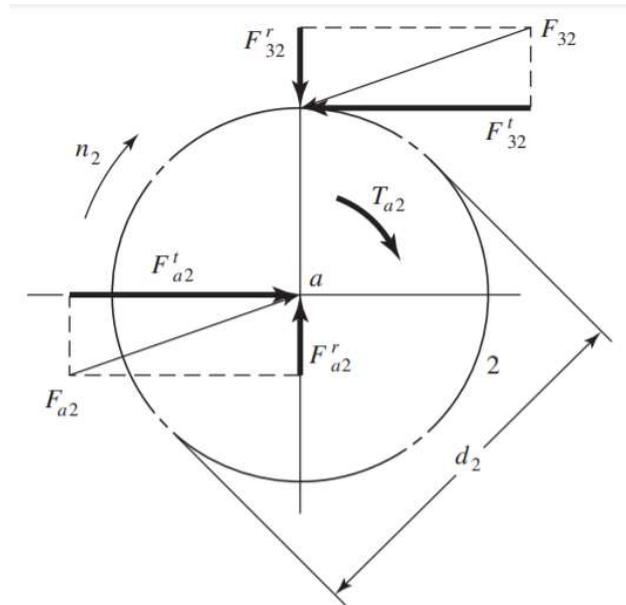
$$W_t = F_{32}^t$$

La Carga tangencial es una fuerza necesaria debido a que F_{32} no tiene extremos, ya que no transmite potencia. Por lo tanto se puede reducir a la siguiente ecuación

$$T = \frac{d}{2} W_t$$

En donde se ha utilizado $T = T_{a2}$ y $d = d_2$ para tener un resultado una relación general.

Figura. 18. Distinción de las fuerzas que actúan en un engrane.



Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

La potencia transmitida (H) se puede obtener mediante un engranaje giratorio de la relación estándar entre el producto del par T y la velocidad angular.

$$H = T\omega = (W_t d/2) \omega$$

Constantemente, los datos de engranes se toman por medio de la rapidez de la línea paso, que es la velocidad lineal de un punto en el engranaje por encima del radio del círculo de paso; de esta forma, $V = (d/2) \omega$. Unidades en el sistema americano (EEUU), se tiene que:

$$V = \pi d n / 12$$

Por lo tanto:

V velocidad de la línea de paso, pie/min

d diámetro del engrane, pulg

n velocidad del engrane, rpm

Varios inconvenientes de diseño de engranes especifican la potencia y la rapidez, debido a lo cual va a ser adecuado solucionar la ecuación para W_t . La rapidez de línea de paso

y los componentes de conversión adecuadas, la ecuación se reorganiza y expresarse en las unidades descritas:

$$W_t = 33000 \frac{H}{V}$$

En donde se aprecia:

W_t = carga transmitida, lbf.

H = potencia, hp.

V = velocidad de la línea de paso, pie/min.

Sistema internacional la formula correspondiente es:

$$W_t = \frac{60000H}{\pi d n}$$

En donde:

W_t es la carga transmitida, kN.

H es la potencia, kW d diámetro del engrane, mm.

N es la velocidad, rpm.

b) Engranés cónicos:

Donde la carga transmitida se da por la siguiente ecuación:

$$W_t = \frac{T}{r_{aw}}$$

Donde:

T = par torsión.

r_{aw} = es el radio de paso en la mitad del diente en el engrane.

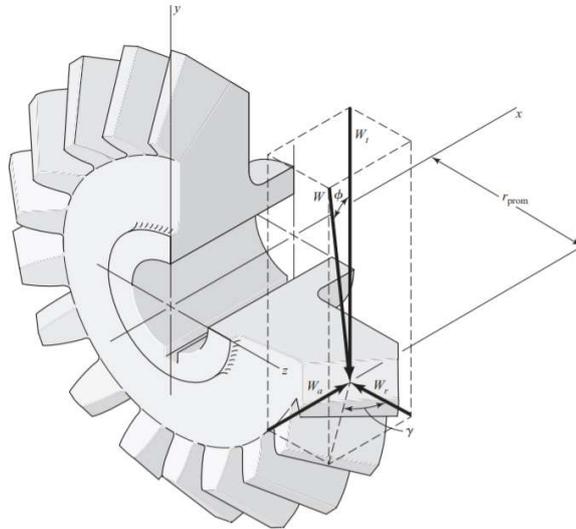
Las fuerzas que trabajan en la mitad del diente se presentan en la siguiente figura. La fuerza resultante W tiene 3 elementos: fuerza tangencial (W_t), fuerza radial (W_r) y fuerza axial (W_a).

$$W_r = W_t \times \tan \phi \times \cos \gamma$$

$$W_a = W_t \times \tan \phi \times \sin \gamma$$

Las 3 fuerzas W_t , W_r y W_a son perpendiculares entre sí y se emplean para establecer las cargas de los cojinetes por medio de los procedimientos de la estática.

Figura. 19. Fuerzas que actúan en los dientes de un engrane cónico.



Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

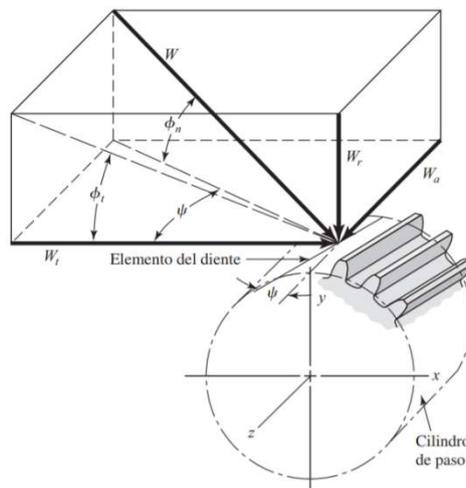
b) Engranajes helicoidales:

El punto de acción de la fuerza se encuentra en el plano que atraviesa la cara del engranaje y entra en él. Según la estructura geométrica, la suma de 3 fuerzas (normales) W para el diente corresponde a:

$$W_r = W \sin \phi_n$$

$$W_t = W \cos \phi_n \cos \psi$$

Figura. 20. Fuerzas que interactúan en los dientes de un engrane helicoidal.



Fuente: "Diseño en ingeniería mecánica de Shigley, Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett" (19)

Donde:

W = fuerza total

W_r = componente radial

W_t = componente tangencial, también llamada carga transmitida

W_a = componente axial, también conocida como carga de empuje

En la mayoría de los casos, W_t es obtenido de las demás fuerzas que tienen que calcularse. Por lo tanto, no es complicado encontrar:

$$W_r = W_t \tan \phi$$

$$W_a = W_t \tan \varphi$$

$$W = \frac{W_t}{\cos \phi \cos \varphi}$$

2.1.4.5. Cálculo de engranes rectos.

Para calcular una cremallera, se debe tener en cuenta que esta puede ser accionada por un engrane recto y a su vez se comporta como un engrane recto. La recomendación para el diseño según Robert L. Mott (18) es:

1. Saber la velocidad de entrada y salida en la que se desea diseñar un engrane.
2. Se debe de determinar el número mínimo de dientes de la cremallera y el piñón.

Tabla 16. Accionamiento piñón-cremallera

Numero mínimo de dientes en el piñón engranado a la cremallera para asegurar que no haya interferencias.	
Silueta del diente con:	Mínimo número de dientes
Envolvente $14 \frac{1}{2}^\circ$	32
Envolvente $20 \frac{1}{2}^\circ$	18
Envolvente $25 \frac{1}{2}^\circ$	12

Fuente: *Diseño de Elementos de Maquinas; Richard G. Budynas y J. Keith Nisbett*

Paso 3. El movimiento lineal en la cremallera tiene que tener el mismo valor que la a la velocidad de paso lineal del piñón.

$$V_R = v_t = R \omega_p = (D_p/2) \omega_p$$

Donde:

w_p = velocidad angular en rad/s

Nota: No existe el límite de distancia entre centros porque el centro de la cremallera está en el infinito.

$$D_p = N_G / D_G = N_P / D_P$$

$$w_p = n_p \times 2 \pi \frac{\text{rad}}{\text{rev}} \frac{1 \text{ min}}{60 \text{ s}}$$

Paso 4. Calcular la correlación de velocidades.

$$VR = N_G / N_P$$

Donde:

N_g = número de dientes del engrane.

N_p = número de dientes del piñón.

Relación de engranes (mg)

$$Mg = N_G / N_P \geq 1.0$$

Paso diametral

$$P_d = N_G / D_G$$

Fuerza Tangencial

$$Wt = 126000 \frac{P}{nD} = 30000 \frac{P}{vt}$$

Donde:

P (HP) y vt (pie/min)

Par torsional

$$T = 63000 \frac{P}{n}$$

Paso 4. Con la relación de velocidades se puede hallar los números de dientes en la cremallera.

Paso 5. Calcular la correlación de velocidades real.

$$VR = N_G / N_P$$

Paso 6. Calcular el diámetro de paso.

$$D_p = N_p / P_d \text{ (pulg o mm)}$$

$$D_G = N_G / P_d \text{ (pulg o mm)}$$

$$D_p = N_p \times m$$

$$D_G = N_G \times m$$

Paso 7. Calcular la velocidad lineal.

$$v_t = \frac{\pi D_p}{12} \text{ (pies/min)}$$

$$v_t = \frac{\pi D_p n_p}{60000}$$

Paso 8. Calcular la carga transmitida

$$W_t = \frac{33000 P}{v_t} \text{ (lb)}$$

$$W_t = \frac{1000 P}{v_t} \text{ (N)}$$

Paso 9. Ancho de la cara

$$8/P_d < F < 16/P_d$$

$$\text{Valor nominal } F = 12/P_d$$

$$F = 12 \times m \text{ (mm)}$$

Paso 10. Selección de material

Para seleccionar el material según Tito Vílchez en su publicación "A fallas y métodos calculo engranes plasticosa" (21), nos indica una posibilidad de usar como material plástico para la transmisión de potencia.

$$X = (D^2 \cdot F \cdot n) + (115 \cdot H \cdot Z)$$

Por lo cual:

D - Diámetro del engranaje, en pulgadas.

F - Ancho del diente, en pulgadas.

n - Velocidad de la rueda, en rpm.

H - Potencia trasmitida, en HP.

Z - Número de dientes de engranaje.

En caso de que X sea:

1 ó mayor: Su recomendación es el uso del plástico, especialmente Nylamid o al menos plástico PLA.

Dentro del intervalo de 0.722 a 1 - El engranaje de plástico funciona correctamente

Dentro del intervalo de 0.445 a 0,721 – La transmisión engranaje tiene un rendimiento deficiente.

Menos de 0.445 - No usar plástico para reemplazar el metal.

Paso 11. Calcular tensión según Kelly:

$$\sigma = \frac{F \cdot P}{f \cdot Y} \leq [\sigma]$$

Por lo tanto:

σ = Tensión en el pie del diente, en lb/pulg².

$[\sigma]$ = Tensión admisible que soportará el material, en lb/pulg².

P = Paso diametral.

f = anchura del diente, en pulg.

F = Fuerza tangencial, en libras.

Y = Factor de involuta del diente, según tabla 17.

Tabla 17. Factor de forma del diente

Numero de dientes	Dientes de involuta 20°	Dientes de involuta de 20° cortos
12	0.245	0.311
14	0.276	0.339
16	0.295	0.361
18	0.308	0.377
20	0.320	0.393
22	0.330	0.405
26	0.346	0.424
30	0.358	0.437
34	0.371	0.446
38	0.383	0.456
43	0.396	0.462
50	0.408	0.474

Paso 12. Cálculo de tensiones según Moya.

$$\sigma = \frac{FCs}{mbYn} \leq [\sigma]$$

Por lo tanto:

$[\sigma]$ es la tensión admisible que soportará material, según tabla 19 en MPa.

F es la Fuerza tangencial aplicada en el diente, en Newton.

Cs es el factor de servicio, según tabla 18.

Y es el factor de Lewis, según tabla 19.

m es el Módulo, en mm.

b es el ancho del diente, en mm.

n es el factor de seguridad.

σ es la tensión actuante en el pie del diente (MPa)

Tabla 18. Factores de Servicio

TIPO DE CARGA	8-10 h/d	24 h/d	3h/d	0.5h/d
Rango	1 hora x día	1.25 hora x día	0.8 hora x día	0.5 hora x día
Golpes ligeros	1.25 hora x día	1.5 hora x día	1 hora x día	0.8 hora x día
Golpes Medianos	1.5 hora x día	1.75 hora x día	1.25 hora x día	1 hora x día
Golpes fuertes	1.75 hora x día	2 hora x día	1.5 hora x día	1.25 hora x día

Fuente: A fallas y métodos calculo engranes plasticosa, Tito Vilchez

Tabla 19. Valores de las tensiones admisibles para engranes plásticos según Kelly.

Plástico	Normal	Reforzado con fibra de vidrio
Acrilonitrilo	3000 MPa.	6000 MPa.
Butadieno Estireno		
Con acetato	5000 MPa.	7000 MPa.
Con nylon	6000 MPa.	12000 MPa.
Con policarbonato	6000 MPa.	9000 MPa.
Con poliéster	3500 MPa.	8000 MPa.
Con poliuretano	2500 MPa.	-

Fuente: A fallas y métodos calculo engranes plasticosa, Tito Vilchez

2.2.5. Matriz Morfológica.

El análisis morfológico es una serie de tablas donde se puede analizar opciones de diseño para cada parte distinta de la máquina. Esta tabla se comparan las ventajas y desventajas de cada una de las posibles opciones y se selecciona el mejor de todo de acuerdo con factibilidad y soportabilidad en el diseño dado.

Este ventilador cuenta con varias partes, teniendo como objetivo principal el movimiento horizontal mediante un eje para hacer presión a la bolsa AMBU. En el siguiente cuadro se observarán los pros y los contras de cada uno de los diseños.

Para la selección de material se tomarán en cuenta los aspectos ambientales, se priorizará en la selección de material sean biodegradables.

El tamaño del equipo debe ser tal que el diseño se centre en la bolsa de resucitación.

Tabla 20. Matriz morfológica para la selección de la transmisión.

MATRIZ MORFOLÓGICA

PARTE	VENTAJAS	DESVENTAJAS
Cremallera simple.	Fácil manufactura, bajo costo, bajo peso y fácil mantenimiento.	Posible obstrucción por falta de mantenimiento.
Doble Cremallera.	Fácil manufacturación y mantenimiento	Posible obstrucción por falta de mantenimiento.
Cremallera accionada con faja.	Alta eficiencia.	Difícil ensamblabilidad, alto costo.
Cremallera accionada con pistón.	Versatilidad en la transmisión de movimiento	Alto costo y peso, difícil ensamblabilidad.
Transferencia por piñón.	Alta eficiencia.	Alto costo, posible obstrucción por falta de mantenimiento
Transferencia por piñón y faja	Alta eficiencia.	Alto costo, difícil mantenimiento y ensamblabilidad.

Fuente: Elaboración propia.

2.2.6. Análisis de la inversión y flujo de retorno.

2.2.6.1. Valor Actual Neto

Según el Lic. Marcos Roberto Mete (22) en artículo titulado “Valor Actual y Tasa de Retorno: Su utilidad como Herramientas para el Análisis y Evaluación de Proyectos de Inversión”, nos dice que el “VAN de un proyecto es la cantidad actual de los flujos activos presentes en la empresa, entendiendo por activo como la diferencia entre ingresos y egresos periódicamente”. Es por ello por lo que se puede resumir como la deseabilidad de un proyecto en términos de ganancias. Este valor calcula la cantidad total en que ha aumentado el capital como consecuencia del proyecto.

$$VAN = -A + \frac{FC1}{(1+I)^1} + \frac{FC2}{(1+I)^2} + \dots + \frac{FCk}{(1+I)^k}$$

En la formula:

A es la inversión inicial, FC son los flujos de caja, K es el número de años e I es el tipo de interés.

2.2.6.2. Tasa Interna de rentabilidad (TIR)

Teniendo en cuenta los que nos indica Lic. Marcos Roberto Mete (22) en su artículo titulado “Valor Actual y Tasa de Retorno: Su utilidad como Herramientas para el Análisis y Evaluación de Proyectos de Inversión” que el “TIR es otro criterio utilizado para la toma de decisiones sobre los proyectos de inversión y financiamiento. Se define como la tasa de descuento que iguala el valor presente de los ingresos del proyecto con el valor presente de los egresos. Es la tasa de interés que, utilizada en el cálculo del Valor Actual Neto, hace que este sea igual a 0” (22).

Bajo este criterio esta fórmula se plantaría como:

$$TIR = VAR = 0$$

3. CAPITULO III: MARCO METODOLÓGICO

3.1. Tipo y diseño de la investigación

El diseño de la tesis no es experimental:

En una tesis no empírica lo que se elabora es la observación de los fenómenos tal como ocurren en el medio natural y luego analizarlos.

Tipo de análisis en la investigación

Investigación Aplicada: Se basa en la retención e implementación del conocimiento así como en la preservación de estudios científicos para encontrar respuestas a puntos subóptimos que son posibles en situaciones cotidianas. En este caso, aplicaremos conocimientos de ingeniería para poder diseñar un respirador mecánico y así intentar tratar la insuficiencia respiratoria.

Tipo de investigación es Descriptiva: El propósito de un estudio descriptivo es estudiar los efectos de uno o más sistemas o grados de cambio. Entonces, estos son estudios puramente descriptivos y una vez que son conjeturas, también son descriptivos. Por lo tanto, los investigadores no solo describen los datos, sino que los recopilan sobre bases teóricas o teóricas, presentan y resumen cuidadosamente la información, luego analizan los resultados a fondo, con el objetivo de sacar conclusiones, pero hacen generalizaciones significativas que contribuyan a la comprensión. Por lo tanto, es descriptivo solo porque los signos de dificultad respiratoria deben interpretarse en adultos.

3.2. Materiales, técnicas e instrumentación de Recolección de datos

Las técnicas a utilizar, para la presente investigación serán:

- a) Análisis de documentos: se recopilará todos los documentos que permitan evaluar las condiciones mínimas de rendimiento del ventilador mecánico.
- b) Búsqueda de ficha bibliográfica: Se recopilará toda bibliografía sobre la insuficiencia respiratoria y su tratamiento con ventiladores mecánicos.
- c) Entrevista: Se realizará diseñará con la finalidad, de obtener toda la información necesaria sobre el promedio de los parámetros de los pacientes con posible insuficiencia respiratoria agua.

Y los instrumentos que se emplearán en la presente investigación, y que se encuentran en el anexo, serán las siguiente.

- a) Ficha de análisis de documentos.
- b) Revisión bibliográfica.

No se realizaron encuestas debido a la coyuntura social y pandémica que vivimos, sin embargo debido a la información recopilada de la Revista Médica Peruana, que nos muestra los valores estándares a aplicar, los análisis clínicos que se deben tener en cuenta previamente para diagnosticar un cuadro de Insuficiencia Respiratoria Aguda, puede satisfacer la demanda de información que se pudo obtener de manera general a través de las encuestas.

3.3. Variables de Operacionalización

En el presente trabajo de tesis se distinguen las siguientes variables:

- 3.3.4. Diseño y simulación del ventilador mecánico.
- 3.3.5. Para tratar la insuficiencia respiratoria en pacientes adultos que estén en cuidados críticos en Lambayeque.

Tabla 21. Tabla de variables de investigación

Variables	DIMENSIONES	DEFINICIÓN OPERACIONAL	INDICADORES
INDEPENDIENTE Diseño y simulación del ventilador mecánico.	Ventilador mecánico	Generadores de presión positiva intermitente que crean una diferencia en las presiones en la vía aérea y el alveolo, teniendo como resultado el movimiento en los pulmones.	Presiones Caudal Desplazamiento
DEPENDIENTE Para tratar la insuficiencia respiratoria en pacientes adultos que estén en cuidados críticos en Lambayeque.	Insuficiencia respiratoria	Es la incapacidad del sistema respiratorio en intercambiar gases.	Presiones BPM

Fuente: Elaboración Propia.

3.4. Evaluación de datos obtenidos.

La información lograda en base de las técnicas de recolección de datos valdrá para calcular los parámetros mecánicos y eléctricos del diseño del ventilador a base de los parámetros mínimos para diseño y fabricación de ventiladores mecánicos en el Perú, así como también el software de diseño y simulación, junto con el análisis de elementos finitos en los componentes motrices del equipo.

4. CAPITULO IV: PROPUESTA DE INVESTIGACIÓN

4.1 Propuesta de investigación

Como hemos observado la difícil situación en la región Lambayeque de la falta de equipos de ventilación mecánica para satisfacer esta demanda emergente y creciente, se diseñará un ventilador mecánico no invasivo para tratar a pacientes adultos con insuficiencia respiratoria, a causa de los costos, tiempo de adquisición de estos en el mercado internacional y complejidad como se muestra en los anexos del anteproyecto de esta investigación.

Equipamiento de la propuesta:

Para el diseño de un ventilador mecánico con los requerimientos mínimos se propone lo siguiente:

Bolsa Ambu:

El Ambu resucitador de Silicona Oval Plus tamaño adulto, cuyas dimensiones son 291 mm x 128 mm (longitud x diámetro), con un volumen total de bolsa de 1475 ml y un volumen tidal total de 700 ml, para pacientes con peso mayor de 30 kg y un volumen de la bolsa del depósito de O₂ de 2600 ml.

Motores reductores:

Los motores reductores PG 71 de la marca ANDYMARK con una carga de velocidades máxima de 75 RPM y un torque total de 16.6 ft-lbf, que vendría a ser 22 Nm, además que tenga una variación de torque de 1.3 ft-lbf, que vendría a ser 1.7 Nm. Este tipo de motor reductor se utiliza para los desarrolladores de ventiladores, los cuales no necesitan adaptadores.

Transmisión de potencia:

Piñón y dos cremalleras de plástico PLA, y 75% de densidad, con paso diametral de 16, ángulo de presión de 20°, con un ancho de cara de 0.6 pulgadas o 15.24 mm, de modulo 1.5 mm y con 30 dientes rectos para el piñón y 29 dientes para las dos cremalleras que cumplan con el accionamiento motriz.

Banco de celdas de baterías.

Con el objetivo de poder guardar la energía eléctrica en caso de corte del abastecimiento eléctrico y usar esa energía a lo largo de las horas de corte es que es considerada la necesidad de un banco de baterías. Se dimensionará conforme con la capacidad en funcionalidad de la energía promedio diaria de la carga y el número de horas de soberanía.

5. CAPITULO V: ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

5.1 Cálculo mecánicos y eléctricos de los elementos motrices para accionamiento de bolsa Ambu.

Para el diseño de un ventilador mecánico, se debe calcular el torque máximo en base de la presión máxima que puede ejercer la bolsa Ambu y sus dimensiones. Como también se debe calcular la velocidad máxima a la que se moverá el brazo de accionamiento y con ello poder calcular la velocidad de transmisión del piñón.

5.1.1. Cálculo de fuerza y velocidad para accionamiento de bolsa Ambu.

El valor de la fuerza se dará por la siguiente ecuación según formulario del MIT Emergency Ventilator (23):

Torque = Presión de la bolsa (Pa) * Área de contacto (m²) * Centro de contacto (mm)

La presión máxima de la bolsa Ambu es de 40 cm H₂O la cual debemos pasarlo a Pa, mientras que el área de contacto se define con las dimensiones de la bolsa (145 x 64 mm), y el centro de contacto es definido por el brazo que hará contacto con la bolsa (60 mm).

Velocidad del brazo = Angulo de contacto/ tiempo de Inspiración * Volumen tidal / Máximo volumen tidal

El ángulo de contacto se encuentra entre el ángulo del brazo y la bolsa (90°).

Tabla 22. Cálculo de torque y velocidad.

Torque para transmitir para un brazo	2.19 Nm
Velocidad del brazo	5.89 rad/s (56.25 RPM)

Fuente: Elaboración propia

Tabla 23. Datos de torque y fuerza requerida para el piñón.

Torque requerido para ambos brazos	4.38 Nm
Torque aplicado para ambos brazos	8.76 Nm
Torque a transmitir	8.76 Nm
Fuerza tangencial del piñón	417.485 N (93.85 lb)
Fuerza radial total	444.278 N (99.874 lb)

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 24. Velocidad del piñón

Velocidad del piñón	5.89 rad/s 54.375 RPM 0.14 m/s 2.76 pie/min
----------------------------	--

Fuente: Elaboración propia.

5.1.2. Dimensionamiento del accionamiento piñón-cremallera.

El dimensionamiento del accionamiento piñón y cremallera se deben tener en cuenta el tamaño con el que se desea diseñar el sistema, es, por ende, que se recomienda diseñar el paso diametral estandarizados para un cálculo más preciso.

Tabla 25. Datos del diseñador para piñón.

Datos del diseñador para piñón		
Paso diametral (PD)	16	TPI
Ángulo de Presión	20	Deg
Ancho de la cara	0.6	In
	15.24	Mm
# piñón	30	Uni
# cremallera	30	Uni
Modulo	1.5	Mm

Fuente: Elaboración propia.

Tomando como referencia la Figura 17 de la presente investigación, da como resultado los siguientes valores tanto en pulgadas como en milímetros.

Tabla 26. Cálculo de geometría del engranaje.

Cálculo de Geometría del engranaje		
Diámetro de paso piñón	1.875	In
	47.625	mm
Paso circular	0.1963	In
	4.99	mm
Adendum (a)	0.0625	In
	1.59	mm
Dedendum (b)	0.078	In
	1.98	mm
Claro (c)	0.015625	In
	0.40	mm
Longitud del diente (L)	0.141	In
	3.57	mm
Espesor del diente	0.098	In
	2.49	mm
Diámetro exterior (D0)	2	In
	50.80	mm
Diámetro de raíz (Dr)	1.71875	In
	43.66	mm
Altura Total (hf)	0.141	In
	3.57	mm
Profundidad de trabajo (hk)	0.125	In
	3.175	mm
Radio de entalle	0.42	mm

Fuente: Elaboración propia.

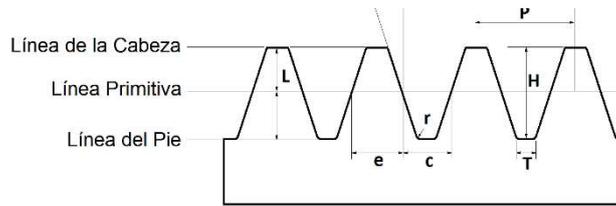
Para el diseño de las cremalleras que van a transmitir se toma en cuenta la geometría del piñón a diseñar.

Tabla 27. Geometría de Cremalleras.

Cálculo de la Geometría de las cremalleras		
Diámetro de paso piñón	1.875	In
	47.625	mm
Paso circular	0.1963	In
	4.99	mm
Cabeza del diente (L)	1.22	In
Dedendum (b)	1.980	mm
Longitud de la cremallera	148.64	mm
Longitud entre dientes (T)	5.123	mm
Altura del diente (H)	3.2	mm

Fuente: Elaboración propi

Figura. 21. Geometría de la cremallera.



5.1.3. Análisis de elementos finitos para el accionamiento del sistema.

El Análisis de elementos finitos es una técnica de simulación computarizado para analizar los puntos de tensión o de fracaso de la estructura, es este proyecto se someterá un FEA (Finite Element Analysis) al sistema piñón-cremallera ya que son estos los componentes a los que se va a someter el par motor.

Para aplicar un FEA mucho más preciso y detallado se ha utilizado el programa ANSYS STUDENT, en el modo de análisis TRANSIENT STRUCTURAL, cuya licencia se adjunta con el informe propio de los parámetros y resultado obtenidos en el programa que son los siguiente:

a) Material.

El material elegido según recomendaciones es el PLA por ser de bajo costo y biodegradable.

Tabla 28. Propiedades mecánicas.

Resistencia a la tracción	59 MPa (16.8-48 Nm/g)
Alargamiento a la ruptura	7%
Módulo de elasticidad	3.5 GPa
Módulo de corte	1.287 GPa
Razón de Poisson	0.36
Limite elástico	70 MPa
Resistencia a la flexión	106 MPa
Impacto	195 J/m sin muescas 26 J/m con muescas

Dureza	88 HR
Módulo de Young	11.3%
Resistencia Máxima a la penetración	73 MPa
Temperatura de transición	45-60°

Propiedades físicas y mecánicas del PLA y sus funciones en una aplicación generalizada: una revisión completa, MIT.

b) FEA ANSYS WORK.

Para el análisis que se asemeje a la realidad, se optó con los siguientes estudios:

b.1) Estrés equivalente

b.2) Deformación total.

b.3) Volumen.

En la Figura N° 22 nos indica el estrés equivalente del sistema para un par motor de 25 N.m, lo cual nos demuestra que la selección del material es la correcta y no va a tender a fallar.

En la Figura N° 23 nos indica el total de deformación que el sistema será afectado y comprobar posibles fallas y desgaste de las piezas, teniendo datos como mínimo de deformación de 0.00022165 m y teniendo como máximo de deformación 0.00653232 m.

En la Figura N° 24 nos muestra los volúmenes comprometidos para mejorar los puntos de apoyo en el ensamblaje de los componentes.

5.1.3.1. Interpretación de resultados del Informe de la Simulación en ANSYS.

El resumen del informe dado por la simulación aplicada para el FEA donde en su primera hoja nos muestra la licencia y sus características del software, a continuación nos da la información de los parámetros generales que se tomaran para desarrollar el FEA y las características de los materiales descritos en la Tabla 28, iniciando así, el desarrollo en 15 partes que le tomó al sistema para calcular el volumen, la deformación y el estrés mostrados en este trabajo de investigación, tomando un total de 26524 puntos analizados.

Figura. 22. Estrés Equivalente

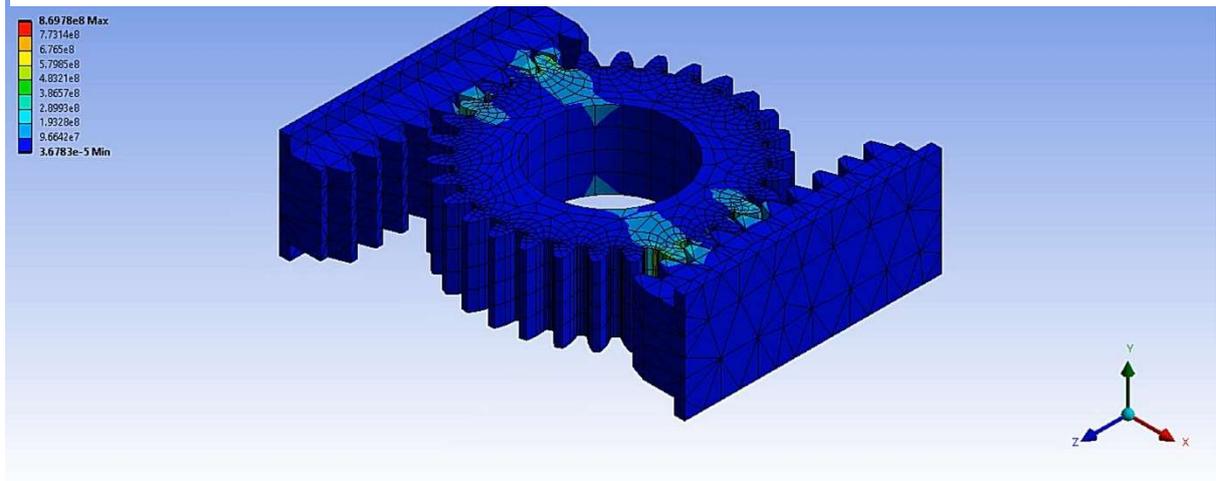


Figura. 23. Total de deformación.

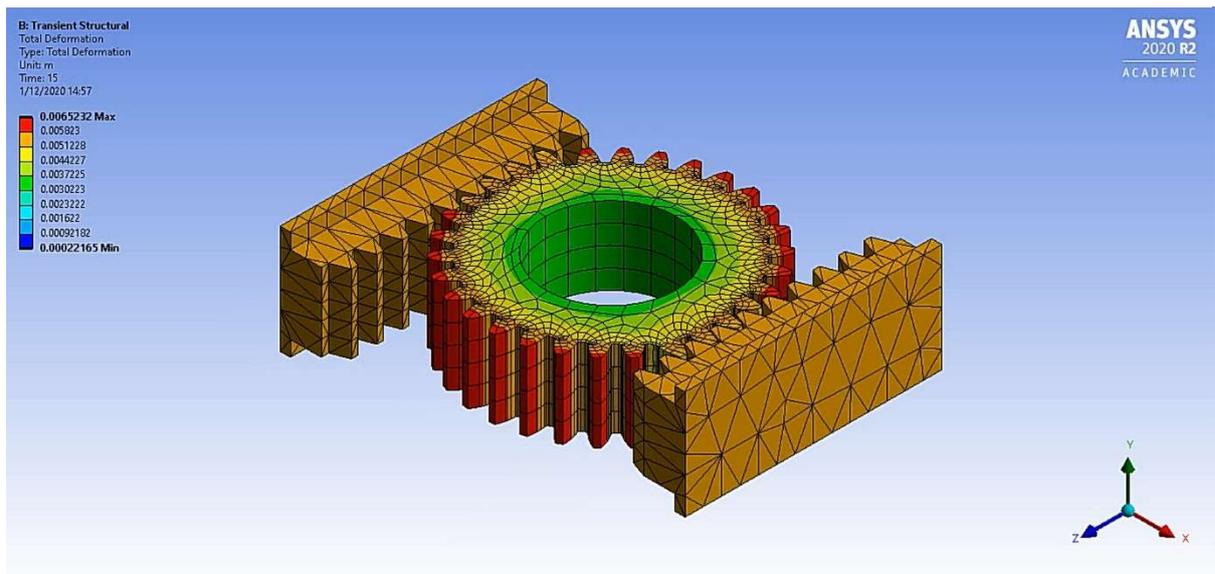
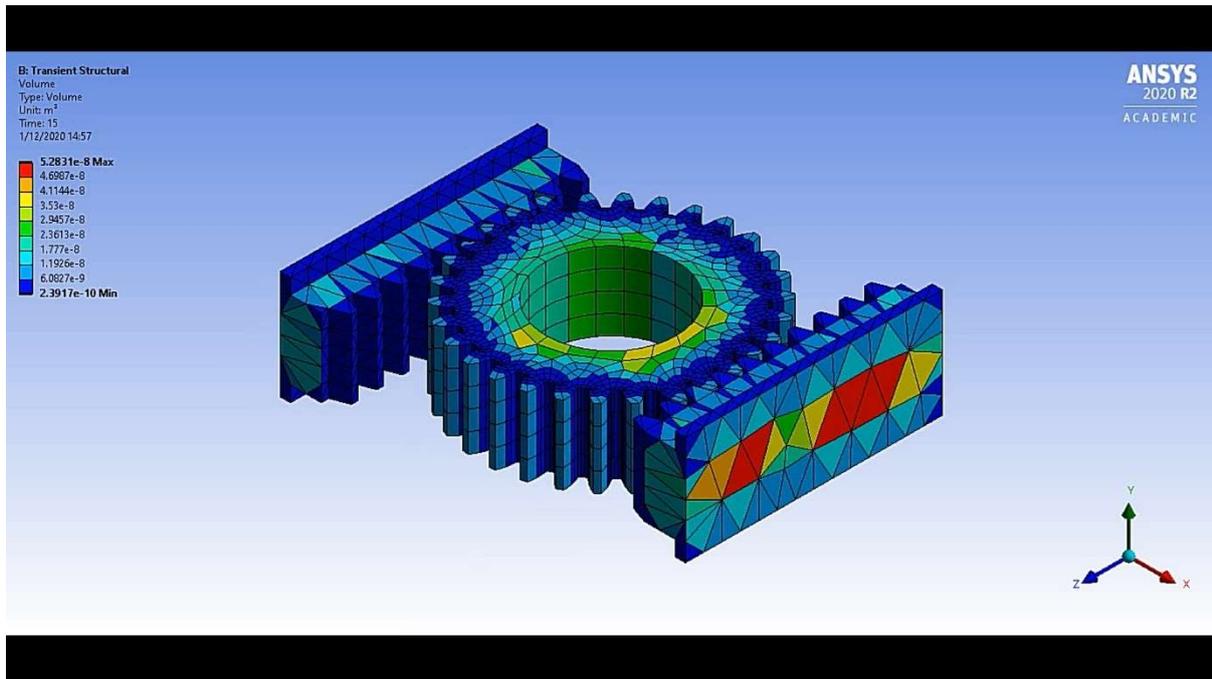


Figura. 24. Volumen.



ANSYS 2020.

5.1.4. Selección de batería.

Tomando como base las recomendaciones de la “NTP-ISO 80601-2-12:2020 Equipo médico eléctrico. Parte 2-12: Requisitos particulares para la seguridad básica y rendimiento esencial de los ventiladores para cuidados críticos”, indica que la autonomía de la batería debe ser de al menos 2 horas, con un tiempo de recarga máxima de 6 horas.

Es por ello y con las especificaciones del sistema se debe elegir con las siguientes características:

Tabla 29. Características de la selección de batería.

Voltaje de Salida	12 V.
Capacidad Nominal	7.0 A.
Corriente de descarga	75 A. (5s)
Rango de temperatura	25 - 28 °C

Fuente: MIT Ventilator. (23)

5.2. Parámetros del ventilador mecánico a diseñar.

5.2.1. Parámetros del paciente

Es importante definir cuáles serán los parámetros máximos del paciente.

Tabla 30. Parámetros del Paciente.

Parámetros del Paciente		
Volumen Tidal	800	mL
Radio de Ins: exp 1/x	4	
Respiración x minuto	60	BPM

Fuente: Elaboración propia.

5.2.2. Parámetros de la ventilación controlada/asistida por volumen con disparador programado.

En este modo de ventilación pueden ser controladas directamente por el ventilador o el paciente, si es controlada por volumen, el paciente no tiene modo ventilatorio. Ofrece volumen tidal y frecuencia respiratoria.

5.2.3. Parámetros de la ventilación controlada/asistida por presión con disparador programado.

Los parámetros a aplicar son el tiempo de inspiratorio, frecuencia respiratoria, relación de I: E y una presión inspiratoria. La masa de aire entregada cambiará de acuerdo con la demanda del paciente.

5.2.4. Tipo de ventilador mecánico.

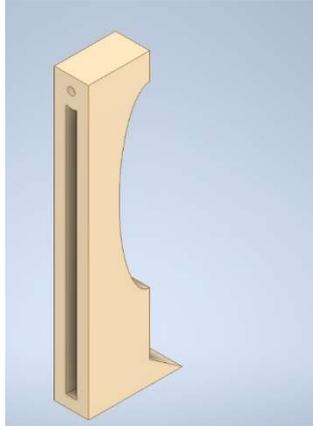
El ventilador mecánico diseñado es de tipo no invasivo por ser uno de los más eficientes en los métodos para administrar oxígeno según tabla 7 dicha en la presente investigación.

5.3. Diseño de carcasa del ventilador mecánico.

A continuación, se muestran las piezas del mecanismo, cuyo planos y especificaciones, así como el resto de las piezas que conforman propuesto, se encuentra en el anexo N° 05.

a) Brazo del ventilador mecánico.

Figura. 25. Vista Isométrica Brazo del ventilador mecánico.



Fuente: Elaboración propia.

b) Mano del ventilador mecánico.

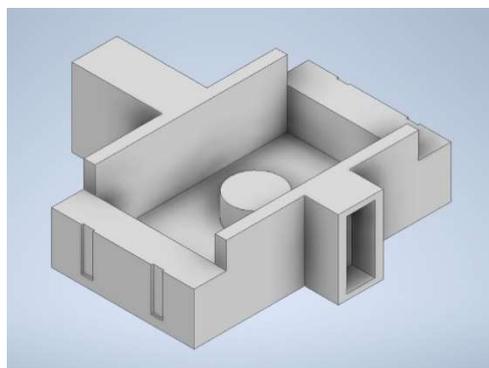
Figura. 26. Vista Isométrica mano del ventilador mecánico.



Fuente: Elaboración propia.

c) Pieza base central del ventilador.

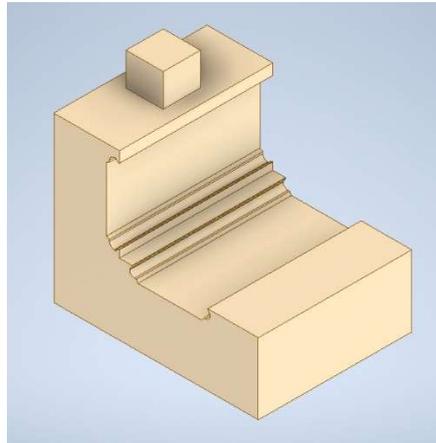
Figura. 27. Vista Isométrica para pieza base central del ventilador.



Fuente: Elaboración propia.

d) Pieza para soporte de cremallera.

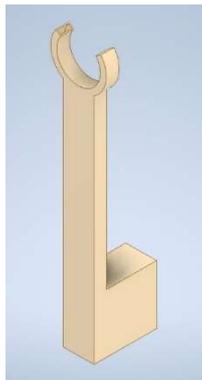
Figura. 28. Vista Isométrica de Pieza para soporte de cremallera.



Fuente: Elaboración propia.

e) Pieza soporte de AMBU parte delantera.

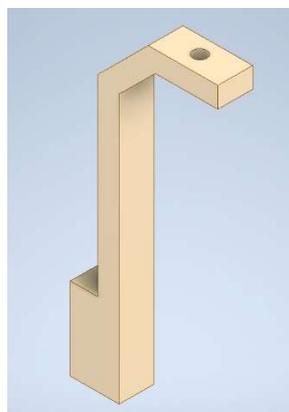
Figura. 29. Vista Isométrica de pieza soporte de AMBU parte delantera.



Fuente: Elaboración propia.

f) Pieza soporte de AMBU para oxígeno (parte trasera).

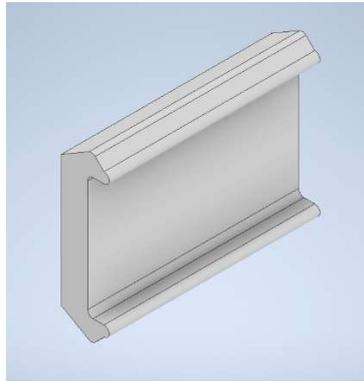
Figura. 30. Vista Isométrica pieza soporte de AMBU para oxígeno.



Fuente: Elaboración propia.

g) Placa deslizante para soporte de cremallera.

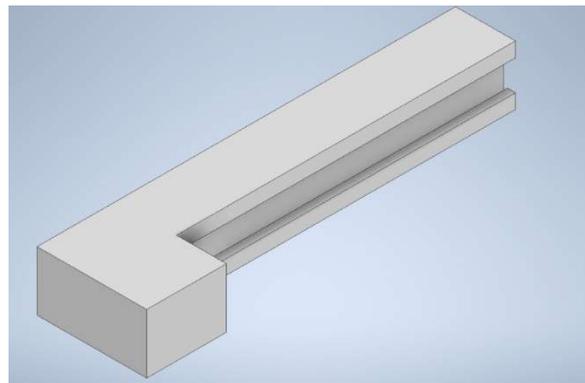
Figura. 31. Vista Isométrica placa deslizante para soporte de cremallera.



Fuente: Elaboración propia.

h) Soporte de cremallera.

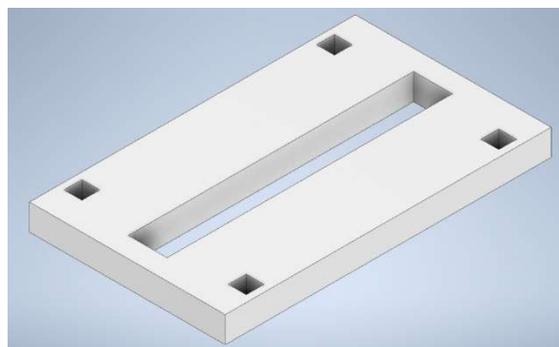
Figura. 32. Vista isométrica soporte de cremallera.



Fuente: Elaboración propia.

i) Techo del ventilador.

Figura. 33. Vista Isometría de techo del ventilador.



Fuente: Elaboración propia.

5.4. Presupuesto.

Tabla 31. Presupuesto de Suministro e Instalación de los ventiladores mecánicos.

Análisis de precios unitarios						
Presupuesto	FABRICACION Y ENSAMBLE DE VENTILADOR MECANICO NO INVASIVO					
Subpresupuesto	ENSAMBLAJE				Fecha	1/10/2021
Partida : 1.01	ENSAMBLAJE DE VENTILADOR MECANICO NO INVASIVO					
Rendimiento	JORNADA(HORA)	COSTO UNITARIO X PUNTO			150.00	
8 und/día	8					
Item	Descripcion	Unidad	Cuadrilla	Cantidad	Precio S/	Parcial S/
Mano de obra						
	1.01 INGENIERO 1	hh	2.00	2.000	100	200.00
	1.02 TECNICO 1	hh	2.00	2.000	50	100.00
Equipos						
	3.01 HERRAMIENTAS MANUALES	%mo		3	300.00	900.00
Partida: 2.01	FABRICACION DE CARCASA DEL VENTILADOR MECANICO					
Rendimiento	JORNADA(HORA)	COSTO UNITARIO X PUNTO			256.18	
6 und/día	8					
Item	Descripcion	Unidad	Cuadrilla	Cantidad	Precio S/	Parcial S/
Mano de obra						
	2.011 INGENIERO 1	hh	1.00	2.667	100	266.67
Materiales						
	2.021 IMPRESORA 3D INDUSTRIAL IEMAI MAGIC HT-L	und		0.0060	32800.00	195.24
	2.022 FILAMENTO 1.75 mm PLA ESUN	und		4.3	64.00	275.2
Equipos						
	2.031 HERRAMIENTAS MANUALES	%mo		3	266.67	800.00

Fuente: Elaboración propia

Tabla 32. Resumen del Presupuesto del Suministro, Instalación y Mantenimiento del ventilador mecánico.

PRESUPUESTO POR FABRICACION, ENSAMBLAJE Y MANTENIMIENTO DE 56 VENTILADOR MECANICO NO INVASIVO EN 7 AÑOS					
OBRA	FABRICACION Y ENSAMBLE DE VENTILADOR MECANICO NO INVASIVO				
UBICACIÓN					
ITEM	DESCRIPCION	UND	METRADO	PRECIO (S/)	PARCIAL (S/)
1.0	FABRICACION Y SUMINISTRO DEL VENTILADOR MECANICO				S/ 546,165.33
1.0.1	FABRICACION DE CARCASA DEL VENTILADOR MECANICO	und	168	256.18	
1.0.3	SERVOMOTOR ANDYMARK PG71 CON 3/8"	und	168	89.00	
1.0.4	RESUCITADOR MANUAL AMBU ADULTO	und	224	750.00	
1.0.5	SUMINISTRO DE BATERIA 12V, 5A	und	392	68.20	
1.0.6	PLACA ARDUINO Y COMPONENTES ELECTRICOS	glb	224	260.00	
1.0.7	CONSUMIBLES	glb	392	600.00	
1.2	ENSAMBLAJE DE VENTILADOR MECANICO	und	168	150.00	S/ 25,200.00
1.3	MANTENIMIENTO ANUAL DEL VENTILADOR	glb	1568	123.39	S/ 193,480.25
1.4	OTROS				S/ 1,000.00
1.4.1	FLETE	glb	56	17.86	
NOTA: 4 MANTENIMIENTOS POR AÑO				SUBTOTAL	S/ 765,845.58
				UTI Y G.G	S/ 53,609.19
				IGV	S/ 147,501.86
				TOTAL	S/ 966,956.63

Fuente: Elaboración propia.

5.4.1. Cálculo del Valor Neto (VAN)

Como se ha podido ver en el informe de la Contraloría de la República, se necesitan por los menos 56 ventiladores mecánicos para hacer frente la demanda de pacientes para tratar la insuficiencia respiratoria causada por el COVID-19, pero pasando esta enfermedad, estos ventiladores podrán seguir funcionando para otras complicaciones dentro de los rangos mencionados.

Coste de la inversión inicial: S/ 1,477,382.38, el precio incluye el tiempo consumido en el diseño, construcción, taller, los materiales y los mantenimientos planificados durante 7 años).

Liquidez:

Ganancia de S/.557,361.37 anual

Con esta producción se garantiza el retorno de la inversión con 56 ventiladores mecánicos vendidos.

Tipo de interés anual: 12%

5.4.2. Cálculo de la Tasa Interna de Retorno (TIR)

Si se evalúa la TIR se consigue un importe del 32% como el valor conseguido, el cual nos indica que el interés aplicado es mayor y por lo tanto el proyecto es admitido.

6. CAPITULO VI: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

6.1. Conclusiones.

- a) Se concluyó que, dentro de las ventajas analizadas en la presente investigación, el modo ventilatorio controlada por presión no invasiva y presión de soporte no invasiva, cumplen con proporcionar oxígeno mediante presión positiva a los pulmones a los pacientes, sin embargo, otros modos de ventilación controlada por flujo conllevan desventajas y conllevan mayor inversión para su control y monitoreo.
- b) Se concluye que se han establecidos los cálculos de diseño mecánicos y eléctricos para tratar la insuficiencia respiratoria de tipo I y II y logre satisfacer los siguientes parámetros; tales como el volumen tidal de 50 ml como mínimo y 1000 ml como máximo, las variaciones de la presión al final de respiración de entre 0-30 cm H₂O, la presión soporte 0-45 cm H₂O, la fracción inspirada de Oxígeno 21-100%, cambio en los tiempos inspiratorios y espiratorios y una corriente de volumen de un mínimo de 1 l/min hasta 120 l/min. Funcionando con una autonomía de 2 hora, de acuerdo a lo que indica la NTP-ISO 80601-2-12:2020 Parte 2-12.
- c) Se logró el diseño para un sistema de transmisión de potencia piñón-cremallera, de material plástico PLA reciclable, accionado mediante un SERVOMOTOR de 22 N.m cuyo análisis de elementos finitos (FEA), simulado mediante el programa ANSYS 2020 no va a tender a fallar como se muestra el inciso 5.1.3 de la presente investigación, funcionando correctamente y sin interferencias según la simulación del diseño en INVENTOR AUTODESK con todas las piezas ensambladas.
- d) Se concluye en la evaluación económica, que el proyecto es económicamente rentable con una tasa interna de rentabilidad del 32%, retornando la inversión con la venta de 56 ventiladores mecánicos. El costo de inversión del proyecto es de S/ 1,477,382.38.
- e) La propuesta que se diseñó y simuló terminó cumpliendo los objetivos de lograr un ventilador mecánico para tratar los problemas con insuficiencia respiratoria de tipo I y II en adultos de la región Lambayeque.

6.2. Recomendaciones.

- a) Se recomienda investigar el diseño de un ventilador mecánico para tratar los problemas de Insuficiencia Respiratoria de tipo III y IV.
- b) Se recomienda investigar el diseño un ventilador mecánico de tipo invasivo para pacientes con influencia de anestesia total, para poder ampliar el rango de utilización del ventilador mecánico.
- c) Se recomienda analizar las ventajas y desventajas de utilizar la ventilación mecánica invasiva para tratar los problemas de insuficiencia respiratoria de tipo I y II.
- d) Se recomienda el diseño especializado de la automatización mediante programación electrónica en base a los parámetros de funcionamiento aplicados en el diseño de la presente investigación.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades. Centro Nacional de Epidemiología, Prevención y Control de Enfermedades. [Online].; 2020. Available from: <https://www.dge.gob.pe/portal/docs/tools/coronavirus/coronavirus190720.pdf>.
2. Defensoría del Pueblo. Defensoría del Pueblo. [Online].; 2020. Available from: <https://www.defensoria.gob.pe/wp-content/uploads/2020/04/REPORTE-REGIONAL-LAMBAYEQUE-250420.pdf>.
3. Defensoría del Pueblo – Oficina Defensorial de Lambayeque. Defensoría del Pueblo. [Online].; 2020. Available from: <https://www.defensoria.gob.pe/wp-content/uploads/2020/05/REPORTE-DE-SUPERVISION-Lambayeque-Equipos-e-insumos-de-oxi%CC%81geno-medicinal-en-hospitales-COVID-19.pdf>.
4. Díaz Rivadeneira P. Repositorio Digital Universidad San Francisco de Quito. [Online].; 2015. Available from: <http://repositorio.usfq.edu.ec/handle/23000/4870>.
5. Peñuelas Rodríguez Ó. Repositorio Institucional UAM. [Online].; 2017. Available from: <https://repositorio.uam.es/handle/10486/681481>.
6. Moya Erazo E, Gallardo Segovia LF. Comparación de la asociación del poder mecánico y la mortalidad en pacientes con Insuficiencia Respiratoria Aguda, sometidos a ventilación mecánica invasiva bajo modalidad ASV Intellivent versus modos ventilatorios convencionales. [Online].; 2019. Available from: <http://repositorio.puce.edu.ec/handle/22000/17219>.
7. Chamberg Ruiz dF. Repositorio Institucional PIRHUA. [Online].; 2017. Available from: <https://pirhua.udep.edu.pe/handle/11042/2871>.
8. Mendoza Barrenechea SE. Protocolo de calibración de la concentración parcial de oxígeno en ventiladores pulmonares. [Online].; 2009. Available from: <http://hdl.handle.net/20.500.12404/723>.
9. Pacheco Saucedo D, Mejía Fernández R. Repositorio UWIENER. [Online].; 2017. Available from: <http://repositorio.uwiener.edu.pe/handle/123456789/432>.
- 1 MD PDWJB. Fisiopatología Pulmonar Buenos Aires: Editorial Medica Panamericana; 2004.
- 1 C. Carpio DR, Burjarrabal F. Insuficiencia Respiratoria Aguda. Servicio de Neumología. Hospital Universitario La Paz. Departamento. 2010 Oct; 10(63).
- 1 Gutiérrez Muñoz R. Insuficiencia respiratoria aguda. ACTA MÉDICA PERUANA. 2010 Abril 27;: p. <http://www.scielo.org.pe/pdf/amp/v27n4/a13v27n4>.
- 1 Perú Gd. Hospital Nacional Lloayza. [Online].; 2020 [cited 2021 09. Available from: https://www.hospitalloayza.gob.pe/MVC_Controlador/IndexC/indexC.php?acc=NSV_003&menu=31&submenu=26&sub_submenu=xx&.
- 1 Instituto Argonés de Ciencias de la Salud. Instituto Argonés de Ciencias de la Salud. [Online].; 2006. Available from: <http://www.ics-aragon.com/cursos/enfermo-critico/pdf/02-06.pdf>.
- 1 Gutiérrez Muñoz F. Ventilación mecánica. Acta Med Per. 2011.
- 5.
- 1 L. P. Iberomed. [Online].; 2018. Available from: <https://www.iberomed.es/blog/2018/02/28/que-son-y-para-que-sirven-los-resucitadores-manuales/>.
- 6.

- 1 R. Rafferty A, Johnson L, Maxfield D, Dawson JA, Davis PG, Thio M. The accuracy of delivery of target pressures using self-inflating bag manometers in a benchtop study. *Acta Paediatr.* 2016; 105(6).
- 1 L. Mott R. *Diseño de Elementos de Maquinas Mexico*: Pearson Educación; 2006. 8.
- 1 Nisbett JK, Budynas RG. *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. 9th ed. Colombia: Mc Graw Hill; 2012.
- 2 G. Budynas R, Nisbeth JK. *Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley Mexico*: 0. McGraw-Hill Companies; 2012.
- 2 Moya Rodríguez J, Vilchez , Velázquez Pérez J, Mestizo Cerón R. A Fallas y 1. *Metodos Calculo Engranajes Plasticosa*. [Online].; 2019 [cited 2019 09. Available from: https://www.researchgate.net/publication/335589412_a-fallas-y-metodos-calculo-engranajes-plasticosa.
- 2 Mete MR. Valor Actual Neto y Tasa de Retorno: Su utilidad como Herramienta para 2. el Análisis y Evaluación de Proyectos de Inversión. *Scientific Electronic Library Online*. 2014 Marzo; 7(67-85).
- 2 MIT. MIT Emergency Ventilator. [Online].; 2020. Available from: <https://e-vent.mit.edu/mechanical/>.

ANEXOS

ANEXO N°01. HOJA TÉCNICA DE RESUCITADOR OVAL AMBU.

**ANEXO N°02. FICHA TÉCNICA DE MOTOR REDUCTOR PG 71 DE LA MARCA
ANDYMARK.**

ANEXO N°03 - SIMULACIÓN EN EL PROGRAMA ANSYS.

ANEXO N°04. HOJA DE DATOS DE BATERÍA.

ANEXO N°05. PLANOS DEL VENTILADOR.