



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL ESTADO DE HIDALGO

INSTITUTO DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

**MAESTRÍA EN CIENCIAS
EN AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

TESIS

DESARROLLO ELECTROMECAÁNICO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL

Para obtener el grado de
Maestría en Ciencias en Automatización y Control

PRESENTA

Ing. Brian Sebastián Pavana Roldan

Director:

Dr. Omar Arturo Domínguez Ramírez

Codirector:

Dr. Juan Carlos González Islas

Comité tutorial:

Dr. Jesús Patricio Ordaz Oliver

Dr. Eduardo Cornejo Velázquez

Dr. Luis Heriberto García Islas

Dr. Omar Sandre Hernández

Mineral de la Reforma Hgo., México 1 de julio de 2024



Desarrollo electromecánico de un respirador artificial



Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo

Instituto de Ciencias Básicas e Ingeniería

School of Engineering and Basic Sciences

Área Académica de Computación y Electrónica

Department of Electronics and Computer Science

Mineral de la Reforma Hidalgo, a 26 de junio de 2024

Número de control: ICBI-AACyE/1024/2024

Asunto: Autorización de impresión de tema de tesis

MTRA. OJUKY DEL ROCÍO ISLAS MALDONADO DIRECTORA DE ADMINISTRACIÓN ESCOLAR DE LA UAEH

El Comité Tutorial del nombre del producto que indique el documento curricular del programa educativo de posgrado titulado “**DESARROLLO ELECTROMECAÁNICO DE UN RESPIRADOR ARTIFICIAL**”, realizado por el sustentante **Brian Sebastián Pavana Roldan** con número de cuenta 244021, perteneciente al programa de la Maestría en Ciencias en Automatización y Control, una vez que se ha revisado, analizado y evaluado el documento recepcional de acuerdo a lo estipulado en el artículo 110 del Reglamento de Estudios de Posgrado, tiene a bien extender la presente.

AUTORIZACIÓN DE IMPRESIÓN

Por lo que el sustentante deberá cumplir con los requisitos del Reglamento de Estudios de Posgrado y con lo establecido en el proceso de grado vigente.

Atentamente
“Amor, Orden y Progreso”

Dr. Omar Arturo Domínguez Ramírez
Director de Tesis

Dr. Juan Carlos González Islas
Codirector de Tesis

Comité Tutorial

Dr. Jesús Patricio Ordaz Oliver	Presidente	UAEH	
Dr. Eduardo Cornejo Velázquez	Secretario	UAEH	
Dr. Omar Arturo Domínguez Ramírez	Vocal 1	UAEH	
Dr. Omar Sandre Hernández	Vocal 2	UAEH	
Dr. Juan Carlos González Islas	Vocal 3	UAEH	
Dr. Luis Heriberto García Islas	Suplente	UAEH	

Ciudad del Conocimiento, Carretera Pachuca-Tulancingo Km. 4.5 Colonia Carboneras, Mineral de la Reforma, Hidalgo, México. C.P. 42184
Teléfono: 52 (771) 71 720 00 Ext. 40052, 40053
aacye_icbi@uaeh.edu.mx, jesus_ordaz@uaeh.edu.mx



*El presente trabajo, fruto del esfuerzo de dos años,
está dedicado*

Gracias a

CONAHCYT por la beca de maestría otorgada durante el periodo Agosto 2021 - Julio 2023, con número de CVU 1138337.

CITIS - UAEH por la formación académica brindada a lo largo de mi estancia en sus instalaciones, y de manera particular a los doctores que me apoyaron en todo esta estancia.

Agradecimientos

Primero que nada agradezco a Dios por permitirme darme fuerzas de poder terminar esta etapa, agradezco a la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo, institución que me dio los medios para culminar de manera exitosa la *Maestría en Automatización y Control* y de este modo crecer personal y profesionalmente. Con profunda estima y reconocimiento, extendo mi más sincera gratitud a mis directores de tesis, el Dr. Omar Dominguez y el Dr. Juan Carlos Islas. Su dedicación docente y su inestimable guía han sido pilares fundamentales en la dirección y enriquecimiento de esta investigación pero mas que nada por su dedicación y paciencia infinita.

Quiero expresar mi más sincera gratitud al Comité de Tesis, cuya perspicacia y dirección crítica han sido fundamentales para la culminación de este estudio. Su compromiso y aportaciones constructivas han sido esenciales para afinar mi investigación.

Quisiera expresar mi más sincero agradecimiento a todos mis compañeros de investigación por su invaluable apoyo y colaboración a lo largo de la maestría. Trabajar codo a codo con ustedes ha sido no solo una experiencia de aprendizaje enriquecedora.

A mi novia Mayte, por su apoyo incondicional durante todo el proceso de investigación y escritura de esta tesis. Sin su amor y comprensión, este logro no habría sido posible.

A mis padres Edgar y Dolores, este logro es un testimonio de su inmenso amor y dedicación. Valoro mucho las lecciones de vida que me han impartido y por el cariño que siempre me han brindado. Mi gratitud hacia ustedes es imposible de expresar completamente. Esta tesis es un tributo a su legado y a la eterna admiración que siento por ustedes. Gracias por ser los mejores padres del mundo.

A mis hermanos Jenny y Chris gracias por enseñarme que la vida es más divertida cuando hay compañía. Esta tesis es el resultado de años de compartir risas, secretos. ¡Este logro es de ustedes también!

A mis abuelos Jose Luis, Zoila y Maria, que siempre estuvieron conmigo apoyándome en esta etapa, con su cariño y sobre todo amor que me dan cuando uno estaba mal, gracias a ustedes me dieron esa fuerza.

A mi abuelo Pánfilo, mi fuente de inspiración y cariño. Aunque ya no estés física-

mente conmigo, tu espíritu y amor continúan guiándome en cada paso de este camino.

A mis padrinos por aceptar esta invitación Jenny y Jorge y a mi sobrina Leah que también está apoyándome desde su pancita de su mamá. Muchas gracias.

Resumen

Desarrollo electromecánico de un respirador artificial

Enfermedades asociadas a la respiración humana, requieren de un nivel de atención médica con la asistencia de instrumental y tecnologías auxiliares especializadas. En este trabajo de investigación y desarrollo tecnológico, se propone el diseño electromecánico y de control de una plataforma tecnológica de respirador artificial diseñada para replicar el ciclo de respiración humana complementaria, habitualmente requerida en un proceso de intubación. Para ello, se dan a conocer los diferentes subsistemas que constituyen a un respirador artificial como parte de un marco general de trabajo; con base a una revisión de la literatura y fuentes de información de propiedad industrial, se propone un modelo 3D con articulación prismática ideado para emplear mínima energía en comparación a los modelos de brazo articulado. La fuente de par motor, corresponde a un motor de corriente directa con una transmisión mecánica de tipo rosca-tornillo sin fin, cuyo voltaje de alimentación es acondicionado a partir de una interfaz electrónica de potencia optoaislada, útil en el control de movimiento (posición y velocidad). Un control PI estabiliza la salida de velocidad traslacional a una referencia construida a partir del ciclo de respiración (inspiración-espriación) y cuya frecuencia y amplitud son establecidas de manera adaptable a partir de la condición de salud del paciente.

Abstract

Electromechanical development of an artificial respirator

Diseases associated with human respiratory care require a medical level with the assistance of specialized auxiliary instruments and technologies. In this research and technological development work, the electromechanical design of an artificial respirator technological platform designed to replicate the complementary human breathing cycle, usually required in an intubation process, is proposed. It is presented, each of the respirator subsystems are presented through a general working framework; based on a review of the literature and industrial property information sources, a 3D model with prismatic joint is proposed, designed to use minimal energy compared to articulated arm models. The torque source corresponds to a direct current motor with a threaded-flapless screw type mechanical transmission, whose supply voltage is conditioned from an opto-isolated power electronic interface, useful in motion control (position and velocity). A PI control stabilizes the translational velocity output to a reference constructed from the respiration cycle (inspiration-expiration) and whose frequency and amplitude are adaptively established based on the patient's health condition.

Índice general

Dedicatoria	V
Agradecimientos	IX
Resumen	XI
Abstract	XIII
Índice de figuras	XVII
1. Introducción	1
1.1. Antecedentes	1
1.1.1. Breve descripción del estado de la técnica del respirador artificial	2
1.1.2. Breve descripción del estado del arte del respirador artificial .	3
1.2. Justificación	5
1.3. Planteamiento del problema	6
1.4. Objetivo general	6
1.4.1. Objetivos específicos	6
1.5. Marco de trabajo	7
1.5.1. Descripción de los elementos del marco trabajo	8
1.5.1.1. Descripción de señales	9
1.6. Organización de la tesis	11
2. Fundamentos de la respiración humana	12
2.1. Introducción	12
2.2. Respiración humana	12
2.2.1. Sistema respiratorio humano	12
2.3. Ciclo de respiración	14
2.4. Enfermedades respiratorias en el humano	16
2.4.1. Tipos de patrones respiratorios anormales	17
2.5. Respiración artificial	18
2.6. Señales de respiración humana	19
2.7. Generación de señales respiratorias sintéticas	23
2.8. Conclusiones	27

3. Diseño electromecánico y control	29
3.1. Introducción	29
3.2. Subsistemas del respirador artificial	29
3.2.1. Subsistema de percepción	31
3.2.1.1. Percepción de velocidad con un tacogenerador	31
3.2.1.2. Caracterización del tacogenerador	33
3.2.1.3. Modelo matemático del tacogenerador	36
3.2.2. Subsistema electromecánico	39
3.2.2.1. Motor de corriente directa con campo estatórico de magnetismo fijo	39
3.2.2.2. Transmisión de movimiento	45
3.2.2.3. Acomplamiento del actuador y el tornillo de potencia	50
3.2.3. Control de velocidad: regulación y seguimiento	51
3.2.3.1. Control de velocidad: regulación y seguimiento	53
3.2.3.2. Descripción de la electromecánica integral del respirador artificial	57
3.3. Diseño 3D del respirador artificial	59
3.3.1. Diseño 3D del prototipo cero del respirador artificial	59
3.3.1.1. Análisis estático	60
3.3.2. Diseño 3D del prototipo uno del respirador artificial	62
3.4. Diseño y construcción de la interfaz electrónica de potencia	65
3.5. Conclusiones	69
4. Conclusiones y trabajos futuros	70
4.1. Conclusiones	70
4.2. Trabajos futuros	71
A. Glosario	73
B. Piezas mecánicas en 3D del prototipo de un respirador artificial	76
C. Análisis antiplagio	90
Bibliografía	92

Índice de figuras

1.1. Marco de trabajo del respirador artificial propuesto.	7
2.1. Sistema respiratorio humano femenino.	13
2.2. Ciclo de respiración basado en flujo nasal. Inspiración o inhalación, pausa post-inspiratoria, espiración o exhalación y pausa post-expiratoria	15
2.3. Ciclos de respiración basado en flujo nasal durante un minuto.	16
2.4. Diagrama a bloques del funcionamiento de un respirador artificial. . .	18
2.5. Señales respiratorias humanas adquiridas a través de un estetoscopio digital. Normal (sano), EPOC y bronquitis.	21
2.6. Señales respiratorias humanas adquiridas a través de un estetoscopio digital. Infección superior, infección inferior y neumonía.	21
2.7. Señales respiratorias humanas adquiridas con un estetoscopio digital. Normal, asma, falla cardíaca y neumonía	22
2.8. Señales respiratorias humanas adquiridas con un estetoscopio digital. EPOC, bronquitis, fibrosis pulmonar y derrame pleural con falla cardíaca y normal	22
2.9. Diagrama de flujo para generar la señal respiratoria sintética para la adquisición de datos.	24
2.10. Secuencia de 11 minutos, secuencia por minuto y un solo ciclo del ciclo de respiración humana	25
2.11. Ciclo respiratorio en porcentaje y como serie de tiempo.	25
2.12. Ciclo respiratorio sintético y secuencia respiratoria sintética anómala.	27
3.1. Diagrama de bloques de subsistemas del Respirador Artificial.	30
3.2. Circuito equivalente aproximado del tacogenerador.	31
3.3. Tacogenerador en transmisión directa al motor Yaskawa Electric Minertia UGTMEM-06LB47S.	32
3.4. Caracterización experimental del tacogenerador G_{CD}	33
3.5. Caracterización experimental V_g (V) vs w (RPM).	35
3.6. Caracterización experimental V_g (V) vs w (rad/s).	35

3.7. Regresión lineal a partir de la caracterización experimental del tacogenerador G_{CD} con ω (RPM).	37
3.8. Regresión lineal a partir de la caracterización experimental del tacogenerador G_{CD} con ω (Rad/s).	38
3.9. Definición de los errores de velocidad angular ($\Delta\omega$) y de voltaje (ΔV) en el esquema de control	39
3.10. Circuito equivalente aproximado de un motor de corriente directa con devanado de campo de magnetismo fijo	40
3.11. Desempeño experimental lineal de la relación $V_a - i_a$ del motor de CD	41
3.12. Simulación digital de la velocidad angular	44
3.13. Simulación digital de corriente de armadura	44
3.14. Acción del motor de cd en la deformación controlada del pulmón artificial.	45
3.15. Gato de tornillo sinfín Joyce, para transmisión de potencia con acción manual [6].	46
3.16. Sección de un tornillo de potencia para análisis.	47
3.17. Sistemas vectoriales de fuerza en ascenso y descenso de carga.	48
3.18. Acompañamiento motor de cd - tornillo de potencia.	50
3.19. Aplicación de la señal de control a partir de una interfaz electrónica de potencia.	51
3.20. Esquema del control PI para regulación de velocidad alusiva a la ecuación 3.30.	53
3.21. Diagrama de control para la replicación de la frecuencia respiratoria. .	53
3.22. Señal sintética del ciclo respiratorio.	54
3.23. Seguimiento de la trayectoria de desplazamiento.	55
3.24. Seguimiento de la trayectoria de velocidad.	56
3.25. Intensidad de corriente de armadura.	56
3.26. Error de velocidad	57
3.27. Subsistema electromecánico con percepción taquimétrica del modelo propuesto	58
3.28. Vista en perspectiva del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.	59
3.29. Vista explosionada del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.	60
3.30. Carga y sujeciones	61
3.31. Deformación unitaria	62
3.32. Vista en perspectiva del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.	62
3.33. Vista superior del sistema mecánico en 3D del respirador artificial. . .	63
3.34. Vista explosionada del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.	63
3.35. Sistema mecánico en 3D del respirador artificial.	64
3.36. Diagrama esquemático de circuito electrónico	65
3.37. Diagrama de conexión de la configuración del motor para el giro a la derecha	66

3.38. Diagrama de conexión de la configuración del motor para el giro a la izquierda	66
3.39. Vista superior del diagrama de la tarjeta PCB (vista 1)	67
3.40. Vista superior del diagrama de la tarjeta PCB (vista 2)	67
3.41. Diagrama esquemático de conexiones del puente H	68
3.42. Pistas del circuito electrónico (Puente H)	68
B.1. Vista en perspectiva del tornillo de potencia ACME.	76
B.2. Vista en perspectiva del mecanismo de pulmón artificial.	77
B.3. Vista en perspectiva del acoplamiento flexible.	78
B.4. Vista en perspectiva de tuerca de sujeción.	79
B.5. Vista en perspectiva del motor de CD.	80
B.6. Vista en perspectiva de la base prismática izquierda.	81
B.7. Vista en perspectiva de la base prismática derecha.	82
B.8. Vista en perspectiva de la base de empuje.	83
B.9. Vista superior de la base para el tornillo de potencia.	84
B.10. Vista trasera de la base para el tornillo de potencia.	85
B.11. Vista inferior de la base para tornillo de potencia.	86
B.12. Vista derecha de la base para tornillo de potencia.	87
B.13. Vista lateral de la base para el tornillo de potencia.	88
B.14. Vista en perspectiva del mecanismo de paro.	89

Capítulo 1

Introducción

La respiración es un proceso biológico propio de los seres vivos, cuyo objetivo es mantener con vida su organismo a través del intercambio de dióxido de carbono por oxígeno. En un paciente sano en reposo, la frecuencia respiratoria debe ser de 12 a 20 respiraciones por minuto, con exhalación pasiva y ritmo normal [65]. Cuando un humano, sufre alteraciones en su proceso respiratorio, la ventilación artificial se refiere a un recurso auxiliar para mantener los signos vitales en un intervalo apropiado en tanto se establece un tratamiento alusivo a la enfermedad o discapacidad adquirida, lo cual lo condiciona en estatus de paciente. En este primer capítulo, se muestra un panorama general del trabajo de investigación. Se presenta una descripción del sistema respiratorio humano, posteriormente, se realiza un análisis crítico del estado de arte y de la técnica, el planteamiento del problema. De igual manera, se abordan la justificación, los objetivos. Finalmente, se describen la metodología de la investigación, las contribuciones y la organización de la tesis.

1.1. Antecedentes

El respirador artificial es una máquina que ayuda a respirar cuando una persona no puede hacerlo en la medida suficiente por sus propios medios [87]. Los principales objetivos de esta máquina es llevar oxígeno a los pulmones y organismo, ayuda a los pulmones a deshacerse del dióxido de carbono; facilita la respiración, aunque en algunos casos los pacientes pueden respirar, pero les resulta difícil, así que, el ventilador sirve para ayudarle a ese tipo de paciente. De acuerdo a las aportaciones de investigación realizadas en los últimos años, este tema ha tenido mayor relevancia e interés, ya que la situación que se vivió durante la pandemia originada por el Covid-19 dió lugar a que muchas personas necesitarán de estas máquinas y por lo tanto se desarrollaron diferentes tipos de ventiladores. Derivado de esto, se ha observado un incremento en

su uso, así como también en el diseño y mejora de este tipo de dispositivos [87]. Existe información de ventiladores mecánicos desde el año 1763, en el cual Smillie logró colocar un tubo de metal flexible en la tráquea y utilizó su propio aliento para aplicar la presión positiva necesaria para producir los movimientos respiratorios [9]. En 1776, Jhon Hunter desarrolló para sus animales un sistema ventilatorio de doble vía que permitía la entrada de aire y exhalado como salida; así mismo, en el siglo XIX Fell y J. O'Dwye construyeron los primeros respiradores a presión [49]. En 1880, se diseñó por Macewen el primer tubo endotraqueal, y en 1895 el Dr. Chevalier inventó el laringoscopio; ambos artilugios resultaron imprescindibles para la ventilación mecánica [49].

Salas [61], hace una descripción de la ventilación asistida donde se destacan los siguientes trabajos. En 1911, Dräger ya había creado un dispositivo de ventilación a presión positiva, que fue conocido como el *pulmotor*, éste utilizaba un cilindro de oxígeno o aire comprimido como fuente de energía para su funcionamiento y entregaba una mezcla de estos gases y de aire ambiente al paciente, a través de una mascarilla nasobucal. En 1929, Philip Dinker, presenta su invento del pulmón de acero para la respiración pulmonar de pacientes con la pared muscular lesionada. En 1931, surgió una versión mejorada del pulmón de acero, creada por John Haven Emerson: su pulmón de acero, más barato, ligero, silencioso y fiable que el de Dinker, tuvo mayor aceptación. En 1950, Ray Bennett, desarrolló una válvula de oxígeno capaz de elevar presión durante la inspiración y caer a cero durante la espiración, así mismo en 1953, Engstrom, construyó un primer respirador capaz de liberar volúmenes predeterminados. Pulmpnetics System introduce el primer respirador artificial a mediados de los 90's.

1.1.1. Breve descripción del estado de la técnica del respirador artificial

Debido a que este proyecto de investigación se centra en el desarrollo de un respirador artificial, el cual integra en algunas de sus etapas actividad inventiva y novedad, es necesario realizar un estudio del estado de la técnica; la cual se trata de cualquier prueba de que una invención ya se ha divulgado o no en cualquier lugar del mundo mediante una publicación en forma tangible, la comercialización, uso o cualquier otro medio. En esta sección, se describen de manera general las invenciones más relacionadas al respirador artificial propuesto en este trabajo, tanto a nivel nacional como internacional.

Varias son las invenciones relacionadas a ventilación mecánica artificial incluyendo ajuste de presión [69]. En [36], se describe un ventilador mecánico para distintas presiones, caracterizado porque mediante un barómetro controla la válvula reguladora de volumen, abriendo o cerrando automáticamente para funcionar independientemente

te de la presión externa del aire. De igual manera, ya existe un respirador artificial compacto y de bajo consumo de energía y un método de operación que incluye un controlador de inspiración/ expiración [1]. Una variante con la prestación de controlar la frecuencia de respiración así como el método de reanimación es presentado en [45], este patrón puede activarse manualmente y el dispositivo tiene un mecanismo de señalización que puede enviar señales a un socorrista.

Una parte importante en la ventilación mecánica es la portabilidad del sistema, en ese sentido, aunque limitado a la operación manual y no tan actual, se presenta un aparato portátil que consiste en un solo conjunto para dar de forma manual y por una sola persona, respiración artificial en circuito abierto, con presión positiva y negativa, adaptándolo directamente por medio de una máscara o de un tubo endotraqueal a personas que sufren de ahogamiento, electrocución, asfixia, etc [3].

De igual manera, han sido presentados algunos modelos de utilidad, proporcionado por ejemplo un tipo de ventilador artificial que comprende una bolsa de aire, una válvula de respiración, una válvula de control de flujo y una esponja de desinfección, la operación del dispositivo se centra en la reducción de personal médico durante la intervención [37]. En el modelo de utilidad que se propone en [40], se divulga un tipo de ventilador artificial inteligente, supera la deficiencia de que el ventilador artificial existente, del cual no es necesario que el personal médico de especialidad deba operarlo. En el sentido de la inteligencia provista al sistema se han divulgado un sistema de inteligente de control [70] y de la válvula de protección [71], respectivamente.

1.1.2. Breve descripción del estado del arte del respirador artificial

Los instrumentos de ventilación pulmonar han ocupado desde hace más de 5 décadas un lugar destacado en el equipamiento de las instituciones médicas [54, 55], desde entonces se visualizaban como las principales ventajas de estos instrumentos la amplia gama de posibilidades funcionales y la simplicidad de control y servicio como lo es el respirador RO-6 [27, 50]. Actualmente, siguen siendo prioritarios el control, selección y monitoreo de parámetros mínimos de soporte vital a pacientes con deficiencia respiratoria aguda [48]. Uno de los problemas de estos sistemas, es la portabilidad y costo, por lo que se han propuesto algunos sistemas como un respirador artificial de bajo costo con control de volumen y frecuencia de respiración, sin embargo la tarjeta comercial embebida empleada y el mecanismo de transmisión de movimiento son susceptibles de mejora sustancial [17].

Recientemente, debido al rápido y generalizado contagio de COVID-19 a nivel mundial, la demanda de ventiladores y materiales de asistencia ha sido muy alta. La impresión 3D, el escaneo 3D y la creación rápida de prototipos de circuitos impresos, mascarillas convencionales y para cirugía [16, 58], son una buena solución y de bajo costo, sin embargo, es necesario hacer un análisis exhaustivo para saber si los mo-

delos de equipos médicos son libres de uso y si se presenta información útil [5]. [12] proponen un nuevo diseño del ventilador purificador de aire motorizado con campana (PAPR), que cuenta con una batería liviana y de larga duración y tres velocidades de flujo de aire que cambian según la necesidad del médico. Sin embargo, la típica mala calidad de las superficies impresas en 3D potencialmente no cumple con las estrechas tolerancias requeridas en la fabricación de válvulas neumáticas empleadas en un ventilador mecánico, por lo que se han propuesto soluciones a este problema mediante el proyecto (RMV, por sus siglas en inglés Rapidly Manufacturable Ventilators) [30]. Por su parte, en [39] proponen el diseño de un ventilador Illinois RapidVent mecánico con el objetivo de limitar la variabilidad dimensional, un acabado superficial aceptable y un proceso de impresión más eficiente. El hecho clave para la sustentabilidad, la fabricación rentable es la combinación de moldeo por inyección e impresión 3D para la producción de productos multicomponentes. Se requieren regulaciones antes de que un producto médico pueda usarse en una aplicación clínica.

La ventilación adaptativa, fue descrita por primera vez en 1994 por Laubscher y colegas, es un método de lazo cerrado controlado por un microprocesador que adapta de forma inteligente y automática la frecuencia respiratoria y el nivel de presión ventilatoria a los mecanismos respiratorios pasivos y activos del paciente. La ventilación adaptativa permite de manera inteligente que el paciente de manera progresiva deje el respirador hasta hacerlo de manera autónoma [62]. La asistencia respiratoria inteligente no solo ha sido en hospitales, de igual manera se ha utilizado en la salvación de minas de carbón, combinando el análisis, control y monitoreo del rendimiento, que puede analizar el gas en el sistema, verificar el cambio de presión, la resistencia a la exhalación e inhalación, examinar tanto la temperatura de inhalación como la temperatura ambiente, cambia automática o manualmente la velocidad [63].

Entre otros usos, el origen de la ventilación pulmonar artificial se dio en como uno de los elementos básico de la anestesiología y reanimación [72]. Las anomalías respiratorias más comunes en donde es requerido el uso de la ventilación mecánica en la insuficiencia respiratoria clínica, aguda o crónica, el shock, el coma, el estado convulsivo y el postoperatorio de cirugía mayor. Algunas de las enfermedades específicas para el uso de este tipo de asistencia son: neumonía, fibrosis intersticial y rigidez torácica [62], así como la meningitis bacteriana [57] y más reciente, derivado de la pandemia el COVID-19 [34].

1.2. Justificación

La salud, representa un foco emergente de atención prioritaria para la preservación de la vida humana; es por ello que representa una de las pertinencias globales, y entonces la búsqueda de soluciones cuyo mayor reto es el tiempo para el logro de una innovación. Existe trabajo que implica del uso de tecnologías emergentes para diagnóstico y tratamiento de un tipo especial de enfermedad mental, como es el reportado en [4]; o aquellas derivadas de lesiones neurológicas a partir de un accidente vascular cerebral [46][59]; sin embargo, el diagnóstico juega un rol importante en el tratamiento, como las técnicas reportadas en [31][32][33] y que tratan el tema de la actividad corporal, específicamente las asociadas a la discapacidad en la marcha bípeda del humano; algunas otras contribuciones que documentan la integración de tecnologías biomédicas para el logro de condiciones de neurorehabilitación de otro tipo de enfermedades crónico degenerativas, como las reportadas en [18][41][67]. En todos estos casos, es evidente la aplicación de algoritmos para procesamiento digital de señales, de control de movimiento y fuerza en sistemas robóticos, de identificación dinámica en sistemas mecatrónicos, aplicación de estimulación visual y auditiva con ambientes de realidad virtual y el uso de dispositivos de bioretroalimentación. El caso de estudio, busca complementar el trabajo previamente citado, en particular por lo temas actuales de salud, y que demandan especial atención.

La pertinencia global de atención a la salud, que representó la pandemia de coronavirus (COVID-19), se convirtió en un problema de salud mundial, reportando millones de casos y tasas de mortalidad muy altas debido a la falta de equipos médicos y de protección, tanto para los especialistas de la salud como para los pacientes. Aunque el COVID-19 fue la afección que detonó dicha necesidad, existen otras enfermedades que requieren la asistencia respiratoria, en la que los pacientes requieren unidad de cuidados intensivos y ventilación mecánica. La escasez de ventiladores mecánicos en los sectores de atención médica en varios países, ha hecho necesario el desarrollo de ventiladores de fabricación rápida. Para el caso del COVID-19, el gráfico de mortalidad más bajo se determinó a una frecuencia de 20 ciclos respiratorios por minuto al ingreso, mientras que el más alto fue con una frecuencia entre 27 y 33 ciclos/min; sin embargo, el valor extremo se presentó con una frecuencia superior a 33 ciclos/min [21]. Lo que implica, la necesidad de sintonización y auto-regulación del ventilador mecánico en función del usuario; con el propósito de establecer la sincronización idónea.

1.3. Planteamiento del problema

Si bien existen diferentes contribuciones de investigación y desarrollo tecnológico, reportados en el estado de la técnica y del arte, respecto al diseño y construcción de ventiladores mecánicos para asistencia respiratoria de pacientes con diferentes afecciones, existen diversas áreas de oportunidad, consideradas como problemas abiertos, es decir, aquellos aún no resueltos. Algunos de los problemas actuales relacionados a la ventilación mecánica son: i) la sintonización manual de los parámetros de operación de los ventiladores derivada del diagnóstico; ii) la ineficiencia mecánica de los respiradores de prototipado rápido; iii) la falta de bases de datos de señales respiratorias normales y anómalas, iv) la aplicación de técnicas de control para seguimiento perfecto del ciclo respiratorio y su replicación en tiempo real; así como, v) la falta de procesamiento y análisis de datos para un diagnóstico inteligente. Siendo temas de interés y tratamiento en esta tesis de investigación, desarrollo tecnológico e innovación.

1.4. Objetivo general

Proponer, a partir del diseño y validación de su construcción, los elementos que conforman a los subsistemas electromecánico, comunicación y decisión de un respirador artificial inteligente para pacientes con afecciones respiratoria crónicas.

1.4.1. Objetivos específicos

1. Proponer una arquitectura eficiente y su modelado 3D, a partir de una revisión de la funcionalidad operativa de respiradores artificiales en condiciones de protección industrial.
2. Proponer un generador de señales a partir del ciclo de respiración sana y su comparativo con el ciclo de la respiración anómala, para efectos de replicar los perfiles del ciclo respiratorio (inspiración y expiración), como consigna de control de movimiento.
3. Diseñar el subsistema electromecánico y de control, del respirador artificial (ventilador mecánico) propuesto, para establecer el mejor desempeño de seguimiento del ciclo respiratorio con el mínimo esfuerzo eléctrico y mecánico de sus componentes.

1.5. Marco de trabajo

En esta sección se discuten los elementos que constituyen los diferentes subsistemas del respirador artificial inteligente (Figura 1.1).

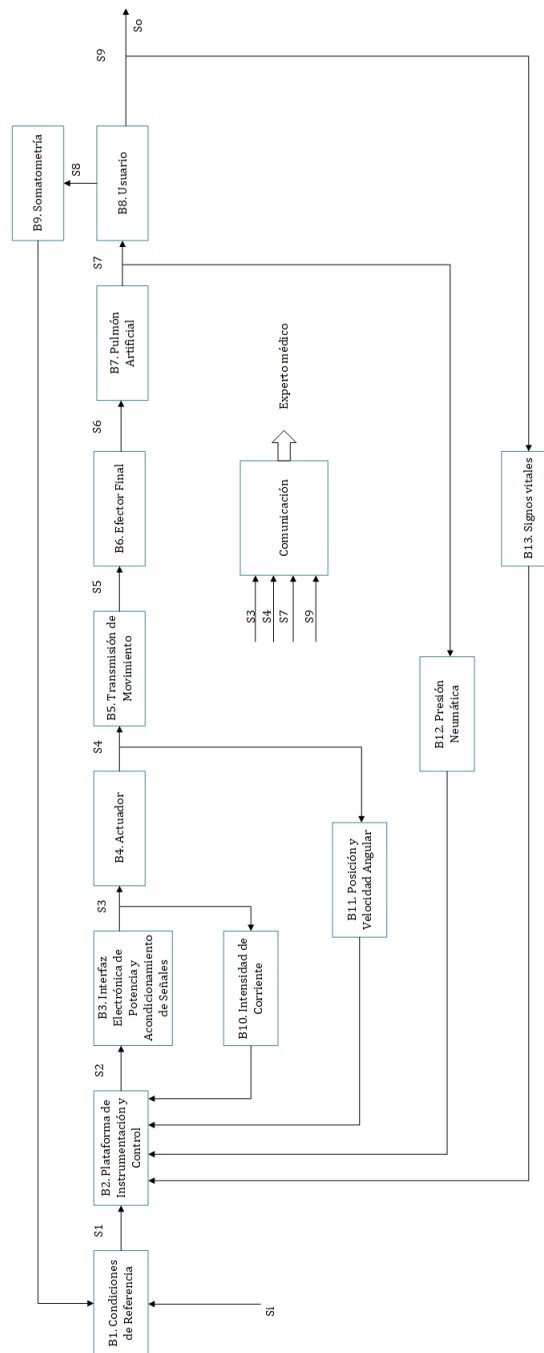


Figura 1.1: Marco de trabajo del respirador artificial propuesto.

1.5.1. Descripción de los elementos del marco trabajo

A continuación se describe de manera detallada el marco de trabajo de respirador inteligente, así como cada uno de los elementos y la interacción entre cada etapa.

Condiciones de referencia (B1): corresponden a las consignas de operación del respirador artificial, se asume una condición inicial como referencia, definida por el experto médico o por la clasificación inteligente de la anomalía; sin embargo, los parámetros y magnitudes se determinan a partir de la bioretroalimentación definida por la percepción biomédica.

Plataforma de instrumentación y control (B2): representa la aplicación de una estrategia de control de posición y velocidad del elemento final de control o actuador (motor de corriente directa con devanado de campo fijo), a partir de una consigna adaptable y proyectada a la región de operación del respirador artificial. Se consideran elementos de la comunicación (sistema embebido, microcontrolador o equipo de cómputo con tarjeta de adquisición de datos y de control), para enviar a la señal de control a través de puertos de conversión D/A y modulación por ancho de pulso (PWM, por sus siglas en inglés). Es considerado emplear dispositivos optoaisladores.

Interfaz electrónica de potencia y acondicionamiento de señales (B3): corresponde a los dispositivos de estado sólido (circuitos eléctricos, electrónicos; así como dispositivos pasivos y activos) empleados para acondicionar la señal de control (amplificación y atenuación de ruido), cuyo origen esta en la salida de la tarjeta o dispositivo de control, y cuyo destino es en las terminales del actuador o elemento final de control. El bloque considera el uso de una fuente de voltaje de potencia, y la percepción de la intensidad de corriente con sensores de efecto Hall y un comparador basado en un amplificador operacional como elemento de seguridad.

Actuador (B4): el actuador o elemento final de control es definido por un motor de corriente directa con devanado de campo fijo. Este tipo de motor es seleccionado por la factibilidad en el control de movimiento (posición y velocidad), así como del par motor empleando acondicionamiento de señales y electrónica de potencia relativamente sencillos. El actuador transfiere el movimiento rotacional controlado al pulmón artificial, a través de la transmisión mecánica y con ello se replica el ciclo de respiración artificial.

Transmisión de movimiento (B5): la interfaz mecánica entre el actuador y el pulmón artificial del respirador, representa la transformación de movimiento rotacional del actuador a traslacional, que para el caso de estudio corresponde a un tornillo de

potencia.

Efactor final (B6): u órgano terminal del respirador, constituye al elemento mecánico que establece la deformación controlada en el pulmón artificial. Su movimiento es establecido a partir del desplazamiento traslacional del tornillo de potencia.

Pulmón artificial (B7): se refiere al recinto cerrado deformable que aloja el oxígeno. Es modelado como un sistema de segundo orden con dinámica visco-elástica e inercial, y durante su deformación replica el ciclo respiratorio en sus fases de inspiración y expiración. El dióxido de carbono en la expiración es redirigido y desalojado.

Usuario (B8): es referido al usuario paciente, quien guarda una condición desfavorable en la salud pulmonar, y establece una frecuencia cardiaca asociada a su condición.

Somatometría (B9): en este bloque se valora de manera objetiva las manifestaciones que se pueden percibir y medir de una persona, proporcionando información de órganos vitales como cerebro, corazón, pulmones, mediante la medición de la frecuencia respiratoria, frecuencia cardiaca, temperatura corporal y presión arterial.

Los bloques **B10**, **B11**, **B12** y **B13**; corresponden a los lazos de retroalimentación basados en una instrumentación local y que condicionan la operación del actuador, del pulmón artificial y de la condición clínica del usuario-paciente en tiempo real, respectivamente.

1.5.1.1. Descripción de señales

La comunicación entre bloques, antes descritos, es establecida a través de señales que condicionan la operación de cada uno de ellos. A continuación, se describen las señales asociadas a la Figura 1.1 mas representativas.

Señal S1: corresponde a las señales de referencia de posición y velocidad angular para el control del actuador, o bien traslacionales considerando la dinámica del tornillo de potencia (transmisión mecánica) a la salida del actuador. Estas señales son establecidas de manera sintética, a partir del ciclo respiratorio (con flexibilidad en frecuencia y amplitud). Ingresan al bloque de control.

Señal S2: corresponde a la señal de control, y cuyo propósito es, a través del bloque asociado a la interfaz electrónica de potencia, acondicionar el voltaje de armadura del motor (actuador) para establecer el seguimiento de velocidad angular correspondiente

a la señal de referencia de consigna.

Señal S3: representa a la señal de control amplificada y acondicionada, a través de la interfaz electrónica de potencia. Esta señal es aplicada directamente al motor de corriente directa, para regular posición y velocidad angular de acuerdo a la consigna.

Señal S4: representa la señal mecánica de par motor en Nm que el actuador entrega a la transmisión mecánica (tornillo de potencia). El par motor, depende de la corriente de armadura del motor, y es acondicionado a partir del voltaje de control de armadura.

Señal S5: señal mecánica de fuerza en N , y corresponde a la fuerza de desplazamiento traslacional que el tornillo de potencia aplica sobre el pulmón artificial a través del efector final. La redistribución de fuerza depende del diseño del efector final y de la morfología del pulmón artificial.

Señal S6: corresponde a la presión asociada a la fuerza aplicada sobre la superficie del pulmón artificial, es la que da solución a las condiciones de deformación del sistema visco-elástico inercial que modela al pulmón artificial (modelado por un sistema lineal de orden 2).

Señal S7: dotación de oxígeno, regulado a partir del seguimiento del ciclo respiratorio condicionado a las condiciones del usuario-paciente.

Señal S8: señales biomédicas del usuario-paciente (signos vitales) que condicionan la referencia o consigna de ciclo respiratorio (definida por la señal S1) .

Esta descripción permite establecer la integración de subsistemas y elementos del respirador artificial propuesto. En esta tesis se presenta como contribución : i) la síntesis dinámica del ciclo respiratorio (normal y enfermo); ii) el subsistema electromecánico (electrónica de potencia, acondicionamiento de señal, modelado e identificación del actuador, transmisión de movimiento a base de un tornillo de potencia, efector final y modelado 3D del pulmón artificial); y iii) validación de funcionalidad de la propuesta de diseño a partir de un control PI para regulación global del perfil de respiración normal.

1.6. Organización de la tesis

Este trabajo de tesis está organizado en cuatro capítulos. En el Capítulo 1, a partir de una revisión del estado del arte y de la técnica, se describe el problema técnico que argumenta el trabajo de investigación, el planteamiento de los objetivos y una descripción exhaustiva de los subsistemas que constituyen la propuesta del respirador artificial inteligente, a través de un marco de trabajo. Se presentan brevemente los alcances de la tesis. En el Capítulo 2, se describen los fundamentos de la respiración humana, haciendo énfasis en el sistema y ciclo respiratorio, también se detallan las anomalías respiratorias, adquisición de señales biológicas y la generación de señales sintéticas. En el Capítulo 3, se mencionan los subsistemas del respirador artificial propuesto. Se describe ampliamente el modelado, simulación y control del actuador, la percepción propioceptiva de velocidad, la electrónica de potencia y su acondicionamiento de señales, la transmisión de movimiento y la sintonización del control para seguimiento de la señal sintética del ciclo respiratorio. Se presenta el diseño 3D del respirador artificial propuesto. Finalmente, en el Capítulo 4, se describen las conclusiones y el trabajo futuro de este trabajo de investigación.

Capítulo 2

Fundamentos de la respiración humana

2.1. Introducción

El análisis de la respiración humana, ha sido una línea de investigación con amplio interés durante la última década y sobre todo durante y después de la pandemia de COVID-19. Este capítulo, se centra en describir los fundamentos de la respiración humana, el ciclo respiratorio, las anomalías más recurrentes en términos de la respiración, así como, la adquisición de señales respiratorias y bases de datos relacionados. De manera particular, debido a la falta de señales reales en este capítulo se presenta y la generación de señales sintéticas. Finalmente, se hace una descripción detallada de las etapas de la respiración artificial.

2.2. Respiración humana

La respiración humana es un proceso fisiológico propio del humano, cuyo objetivo es mantener activo su organismo a través del intercambio de dióxido de carbono por oxígeno. A continuación se describe de manera detallada cada uno de los elementos y funciones del sistema respiratorio.

2.2.1. Sistema respiratorio humano

El sistema respiratorio humano permite la entrada de oxígeno al cuerpo humano (inspiración o inhalación) y expulsión del dióxido de carbono (expiración o exhalación). El aparato respiratorio está formado por nariz, faringe, laringe, tráquea, pulmones, diafragma alveolos y bronquios, como se observa en la Figura 2.1. El aire circula a través de las vías aéreas en dirección a los pulmones y es en estos órganos es donde se realiza el intercambio de gases [23].

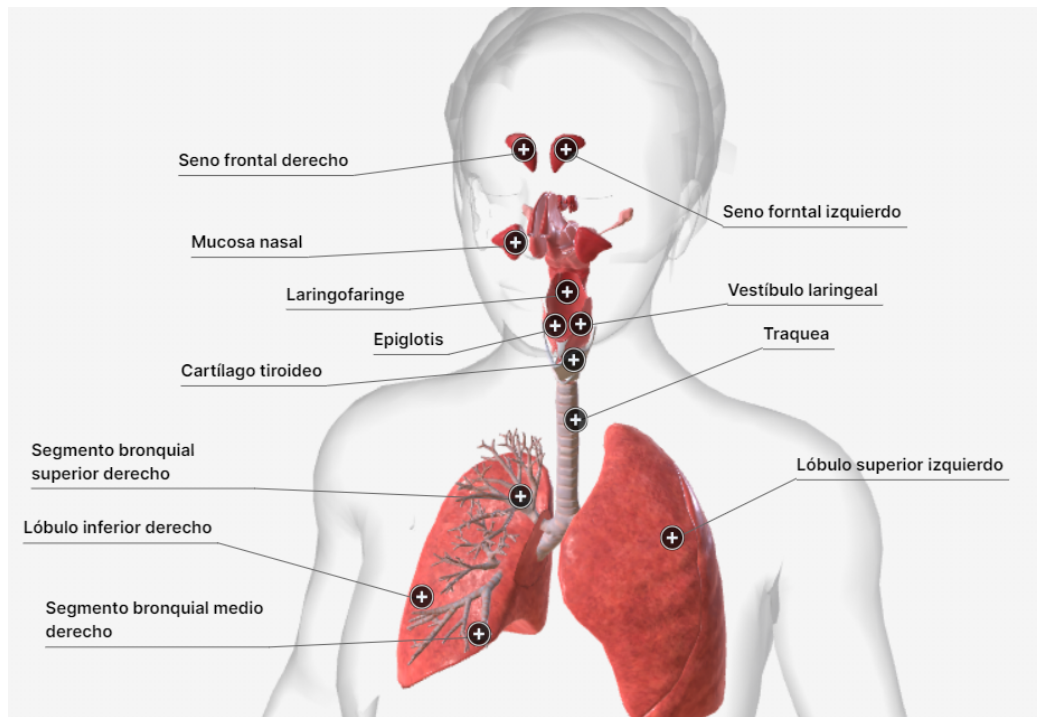


Figura 2.1: Sistema respiratorio humano femenino.

La vía aérea superior, va desde la nariz y la boca hasta las cuerdas vocales, incluye la faringe, la laringe, y la vía aérea inferior, formada por la tráquea, los bronquios y sus ramificaciones en el interior de los pulmones y los bronquiolos. La tráquea es el tubo que va desde la laringe a los bronquios principales. Estos, a su vez, penetran en el interior de cada pulmón y se van dividiendo en ramas más pequeñas llamados bronquiolos. Finalmente, a medida que se introducen en los pulmones terminan en unas bolsas o sacos denominados alvéolos. En las paredes de la tráquea y los bronquios más gruesos hay varias capas que de fuera hacia adentro son el cartílago, que le da estructura y consistencia, una capa muscular y una cubierta más interna, que es la mucosa.

La función básica del aparato respiratorio es la respiración. Consiste en llevar el oxígeno del aire a la sangre y eliminar el dióxido de carbono (CO_2) al aire. Este intercambio de gases se produce en el interior de los pulmones. El aire entra por la nariz o la boca y es conducido a través de las vías respiratorias hasta los alvéolos, donde se produce el intercambio de gases. Así, el oxígeno pasa a la sangre y es transportado a todas las células [29]. Sin embargo, este proceso natural puede verse afectado por diversas razones de origen genético o debido a acciones voluntarios o involuntarios asociadas a la conducta y condiciones de riesgo a que el humano es sometido.

2.3. Ciclo de respiración

El ciclo respiratorio consta de 4 fases: Inspiración o inhalación, Pausa post-inspiratoria, Espiración o exhalación y Pausa post-expiratoria [77], las cuales se describen a continuación.

- **Inhalación:** al inhalar, el diafragma se contrae y se mueve hacia abajo. Eso aumenta el espacio en la cavidad torácica y los pulmones se expanden en ella. Los músculos que se encuentran entre las costillas también agrandan la cavidad torácica. Estos se contraen para empujar la caja torácica hacia arriba y hacia afuera cuando inhalamos.

A medida que los pulmones se expanden, la nariz o la boca absorben aire. El aire baja por la tráquea hacia los pulmones. Después de pasar por los tubos bronquiales, el aire pasa a los alveolos, o sacos de aire. Cada vez que inhala, el oxígeno del aire que inhala pasa por las paredes delgadas de los alveolos hacia los capilares que los rodean, donde las células sanguíneas lo captan usando una proteína llamada hemoglobina. Al mismo tiempo, el dióxido de carbono, un gas de desecho, es transportado nuevamente a los pulmones desde las células del cuerpo, intercambia el lugar con el oxígeno y vuelve de la sangre de los capilares a los alveolos.

- **Pausa post-inspiratoria:** Equivale al cierre fisiológico de la glotis, tiempo en el que se redistribuye el flujo en el árbol bronquial. Se utiliza con el fin de mejorar la distribución del flujo inspiratorio.
- **Exhalación:** al exhalar, el diafragma y los músculos costales se relajan, y eso reduce el espacio de la cavidad torácica. A medida que la cavidad torácica se achica, los pulmones se desinflan. Al mismo tiempo, el aire con dióxido de carbono sale de los pulmones por la tráquea y luego se exhala por la nariz o la boca. La exhalación no requiere ningún esfuerzo del cuerpo, a menos que haya enfermedad pulmonar o se esté realizando actividad física. Al realizar actividad física, los músculos abdominales se contraen y empujan el diafragma contra los pulmones incluso más que lo habitual. Eso hace salir el aire rápidamente de los pulmones .
- **Pausa post-expiratoria:** Intervalo comprendido entre el final del flujo espiratorio y el comienzo del flujo inspiratorio. También se considera como porcentaje de descenso del flujo inspiratorio máximo en el que el ventilador ciclo de inspiración a espiración.

En la Figura 2.2 se ilustran las 4 fases de un ciclo respiratorio normal [65].

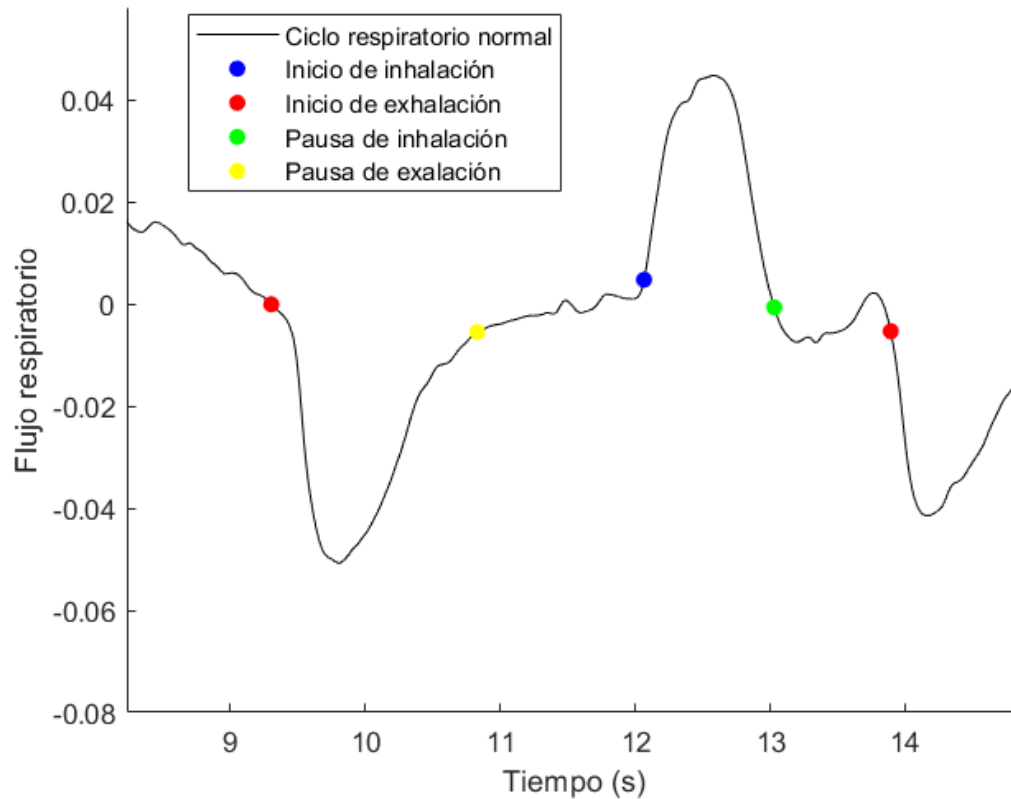


Figura 2.2: Ciclo de respiración basado en flujo nasal. Inspiración o inhalación, pausa post-inspiratoria, espiración o exhalación y pausa post-expiratoria

El patrón respiratorio de un paciente se refiere a la frecuencia, la profundidad y el ritmo al que está respirando. En un paciente sano en reposo, la frecuencia respiratoria normal debe ser de 12-20 respiraciones por minuto, con exhalación pasiva y ritmo normal. El proceso respiratorio pulmonar se desarrolla de manera secuencial y cíclica, mediante el llenado de aire o inspiración y su vaciado o espiración. Si se considera un valor medio de 15 ciclos por minuto, cada ciclo tendría una duración de unos 4 segundos. Este tiempo no se distribuye equitativamente entre las dos fases (1.5 s. inspiración y 2.5 s. espiración), la espiración en un ciclo en reposo dura más que la inspiración [78]. En la Figura 2.3 se muestran 12 ciclos respiratorios durante un minuto, haciendo énfasis en el valor máximo y mínimo de inhalación y exhalación, respectivamente.

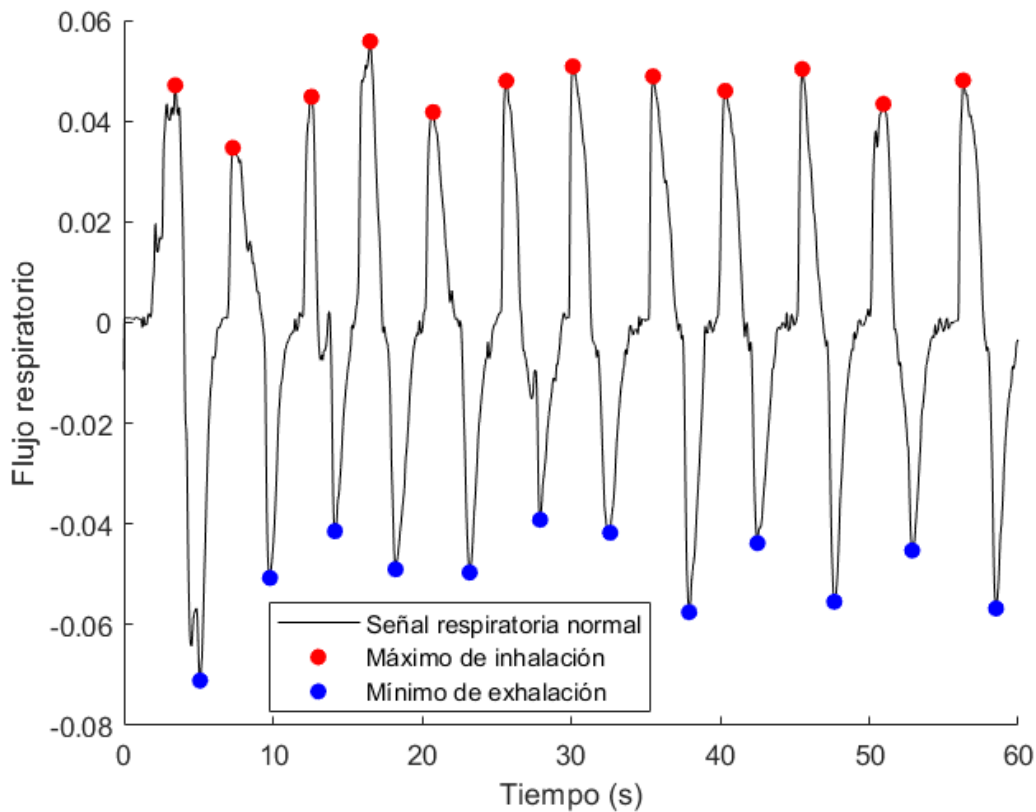


Figura 2.3: Ciclos de respiración basado en flujo nasal durante un minuto.

En la siguiente sección, se describen las anomalías en el ciclo respiratorio. Si se tienen dificultades para respirar, es posible que el intercambio de gases esté alterado, lo cual puede ser un problema de salud grave.

2.4. Enfermedades respiratorias en el humano

Existen enfermedades respiratorias originadas por condiciones genéticas, pero también por algunos malos hábitos como fumar o algunas infecciones o accidentes [8]. Entre algunas de las enfermedades más comunes son:

Asma: es una enfermedad crónica causada por una inflamación constante en las vías respiratorias.

Bronquitis: la membrana mucosa que protege a los pulmones se inflama en el pasaje bronquial. Esto causa hinchazón que impide el paso del aire a los pulmones.

Enfisema: es una acumulación de aire en los tejidos u órganos del cuerpo, evoluciona lentamente conforme pasan los años y no tiene cura.

Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC): dificulta la respiración y empeora con el tiempo. Normalmente, las vías respiratorias y los alvéolos pulmonares son elásticos o se estiran.

Neumonía: esta enfermedad es causada por una infección en los sacos pulmonares. La infección puede ser causada por una bacteria, un virus o un hongo.

2.4.1. Tipos de patrones respiratorios anormales

Cuando la respiración de un paciente se desvía de lo normal, se considera un patrón respiratorio anormal. Hay varios tipos diferentes, incluyendo los siguientes:

- Taquipnea
- Bradipnea
- Apnea
- Respiración de Cheyne-Stokes
- Respiración de Kussmaul
- La respiración de Biot
- Hiperpnea
- Hipopnea
- Ortopnea
- Respiración apnéustica
- Respiración agónica

Taquipnea: es un patrón de respiración anormal caracterizado por una respiración rápida. Se define como una frecuencia respiratoria superior a 20 respiraciones por minuto. La taquipnea no tiene una sola causa específica, pero a menudo se observa en pacientes que tienen dificultades para respirar, como aquellos con insuficiencia cardíaca, EPOC o neumonía. Algunas otras causas comunes de taquipnea incluyen: Sepsis, hipoxemia, cetoacidosis, diabética, envenenamiento por monóxido de carbono, embolia pulmonar y Asma.

Bradipnea: es lo opuesto a la taquipnea y se define como una frecuencia respiratoria de menos de 12 respiraciones por minuto. Al igual que con la taquipnea, la bradipnea no tiene una sola causa específica, pero a menudo se observa en pacientes que están sedados o tienen un trastorno del sistema nervioso central. Algunas otras

causas comunes de bradipnea incluyen: sobredosis de drogas, hipotiroidismo, lesión cerebral.

Apnea: es un término que se refiere a la ausencia de respiración espontánea. Por lo tanto, el patrón de respiración para la apnea aparece como una línea plana porque el paciente no está inhalando ni exhalando. Esto significa que no hay esfuerzo ni movimiento de los músculos inspiratorios, y el volumen de los pulmones no cambia. La apnea puede causar complicaciones graves en todo el cuerpo porque, sin respiración, los tejidos y órganos no pueden obtener el oxígeno que se requiere para sobrevivir. Algunas de las causas comunes de la apnea incluyen: paro cardíaco, trauma cerebral severo, trastornos neuromusculares, trastornos del sistema nervioso central y sobredosis de narcóticos.

2.5. Respiración artificial

En la actualidad, los respiradores están manipulados por un microprocesador que controla sus funciones. El ciclo del respirador depende de la secuencia de apertura y cierre de las válvulas inspiratoria y espiratoria, lo cual se ilustra en el diagrama a bloques de la Figura 2.4 En la ventilación controlada la apertura de la válvula se programa según la frecuencia respiratoria establecida mediante los parámetros del respirador por el especialista y en este caso de manera automática. El paciente produce la apertura de la válvula inspiratoria mediante su esfuerzo; la disminución de la presión en el ciclo respiratorio producida por un esfuerzo es detectada por el respirador, así dispara la apertura de la válvula; esto ocurre en la ventilación asistida.

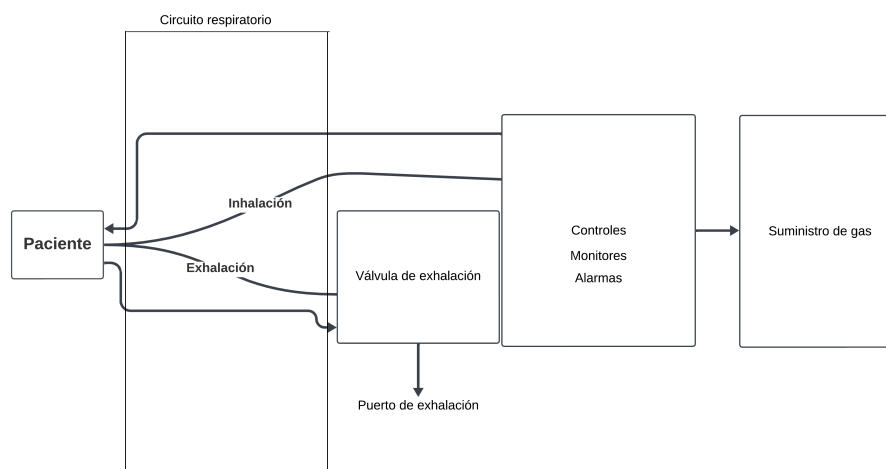


Figura 2.4: Diagrama a bloques del funcionamiento de un respirador artificial.

Los respiradores artificiales puede clasificarse como invasivos y no invasivos. En los

invasivos para llevar aire hasta los pulmones del paciente, requieren que sea introducido un tubo por la boca que llega hasta la tráquea (conocido como tubo endotraqueal), donde quedará fijado con la ayuda de un globo de neumotaponamiento. Posteriormente, se conecta el tubo al respirador con la ayuda de un circuito respiratorio conformado por dos tubuladoras y una pieza con forma de Y. Una de esas tubuladuras se encarga de introducir aire (rama inspiratoria) y la otra de extraerlo del paciente (rama espiratoria).

En el caso de los ventiladores no invasivos, no se realiza la intubación del paciente. Es suficiente con fijar una máscara sobre la boca y nariz con ayuda de unas correas que se pasan por detrás de la cabeza del paciente para evitar fugas de aire. Esa máscara se conecta al respirador con ayuda de una sola tubuladora que ayuda en la función inspiratoria [2].

2.6. Señales de respiración humana

La frecuencia respiratoria se utiliza ampliamente para diagnóstico y pronóstico de afecciones relacionadas con el sistema respiratorio, la cual generalmente se mide contando manualmente los movimientos de la pared torácica. Esta práctica requiere mucho tiempo, es inexacta y está supeditada a la experiencia de quien la realiza. Un enfoque alternativo es estimar la frecuencia a partir de señales de electrocardiograma o fotopletismograma, que ya se miden de forma rutinaria en una amplia gama de contextos clínicos [14]. En términos instrumentales, también es posible medir la frecuencia respiratoria relacionándola con la presión que se ejerce por los pulmones, o midiendo el flujo respiratorio como es el caso de la señal que se muestra en la Figura 2.3 [65]. De igual manera, en los escenarios reales el análisis de los sonidos respiratorios se hace a través de un estetoscopio. Ya existen algunos estetoscopios digitales que pueden almacenar los sonidos, tal es el caso de los almacenados en una base de datos de sonidos que corresponden a una respiración normal y algunas anomalías respiratorias [81]. En la Figura 2.5 se muestra un intervalo de 20 segundos para las señales de una respiración normal, EPOC y bronquitis. Mientras que en la Figura 2.6 se muestran las señales de respiración anómala relacionadas a infección respiratoria superior, infección respiratoria inferior y neumonía. Si bien, en las Figuras 2.5 y 2.6, de manera preliminar se puede hacer un análisis visual y distinguir la diferencia del factor de forma y amplitud de la señal de respiración normal respecto a las anormales, es necesario realizar un análisis cuantitativo. Para dicho propósito se pueden usar inicialmente técnicas estadísticas o con un enfoque más avanzado basado en técnicas de inteligencia artificial como el aprendizaje máquina. La propuesta de este trabajo de investigación es la identificación inteligente de las variables respiratorias para mandar la consigna de control y ajustar de manera automática la sintonización de los

parámetros del respirador.

Existe, otra base de datos de sonidos respiratorios obtenida con un estetoscopio, aunque presenta el mismo problema que la anterior de no discriminar exclusivamente las señales respiratorias [24]. El conjunto de datos incluye sonidos de la respiración normal y siete anomalías: 1) asma, ii) falla cardíaca, iii) neumonía, iv) bronquitis, v) derrame pleural, vi) fibrosis pulmonar y vii) enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)), así como sonidos respiratorios normales. Los sonidos han sido registrados en la pared torácica en varios puntos estratégicos determinadas por el médico especialista. En las Figura 2.7 se muestran las señales auditivas de respiración en el orden dado, durante un lapso 15 segundos, respectivamente. Como puede verse en las Figuras 2.7 y 2.8 al igual que en el caso anterior, existe una diferencia que puede ser apreciada visualmente, entre una señal de respiración normal y las que presentan anomalías, pero con mayor procesamiento y análisis automático podrían determinarse tanto la magnitud de la anomalías, como en los lapsos y particularidades en las que se presenta. Las diferencias entre las mismas anomalías entre ambas bases de datos depende del tiempo de grabación, amplificación y frecuencia de muestreo.

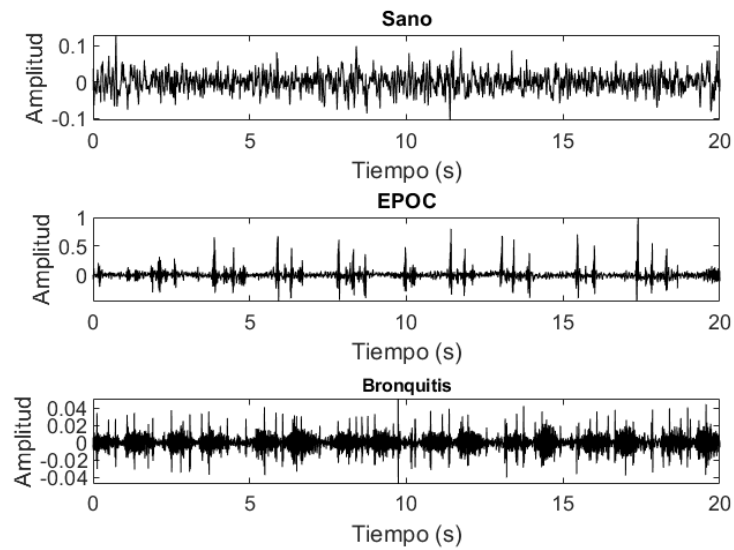


Figura 2.5: Señales respiratorias humanas adquiridas a través de un estetoscopio digital. Normal (sano), EPOC y bronquitis.

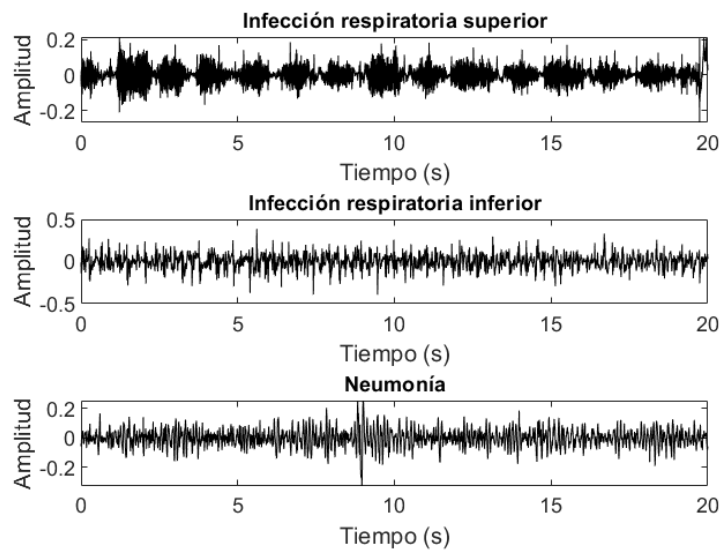


Figura 2.6: Señales respiratorias humanas adquiridas a través de un estetoscopio digital. Infección superior, infección inferior y neumonía.

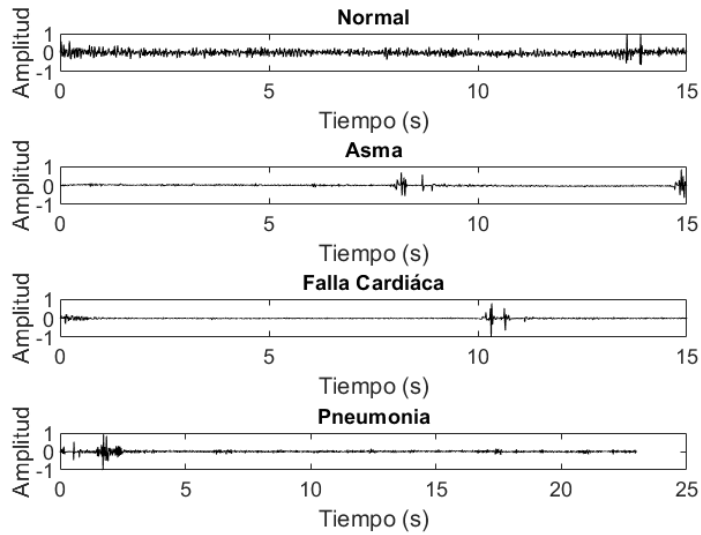


Figura 2.7: Señales respiratorias humanas adquiridas con un estetoscopio digital. Normal, asma, falla cardíaca y neumonía

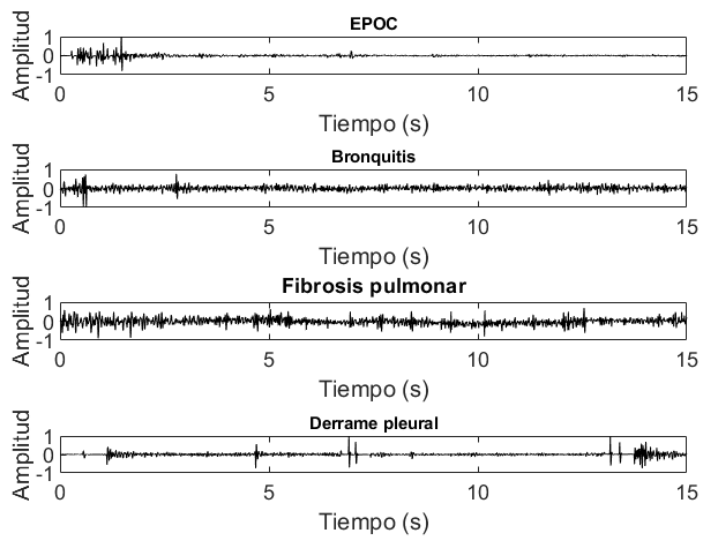


Figura 2.8: Señales respiratorias humanas adquiridas con un estetoscopio digital. EPOC, bronquitis, fibrosis pulmonar y derrame pleural con falla cardíaca y normal

2.7. Generación de señales respiratorias sintéticas

Aunque es posible acceder a bases de datos de señales respiratorias en la literatura, estas se centran en estimar la frecuencia respiratoria a partir de electrocardiogramas, fotopletismogramas o estetoscópicos, lo que implica que estén mezcladas con otro tipo de señales relacionadas a otros sistemas biológicos. Para la optimización de la asistencia respiratoria artificial, sería ideal tener solo la señal de flujo respiratorio, pero la inexistencia de una base de datos para dicho propósito con patrones de respiración normal y de otras afecciones, hace necesario la generación de señales sintéticas. Por otra parte, un generador de señales Respiratorias puede usarse para pruebas, calibración y mantenimiento de equipo de asistencia respiratoria como lo es un ventilador artificial. A continuación, se describe la metodología para la generación de señales sintéticas de flujo respiratorio, la cual se ilustra en el diagrama de flujo de la Figura 2.9.

El primer paso consiste en acceder a la señal respiratoria real de flujo nasal (SR) de referencia [65] para determinar el periodo de muestreo ($1ms$) a partir de la frecuencia de muestreo de la señal. De igual manera, el número de ciclos respiratorios deseados (N) para la señal sintética, el error de aproximación deseado en la señal (EA) y la inicialización del grado del polinomio $k = 3$ son datos de entrada del algoritmo. En la Figura 2.10 en el primer renglón se muestra la secuencia de flujo nasal de 11 minutos, mientras que en el segundo renglón se muestra una secuencia de 12 ciclos por minuto que corresponde al intervalo de una señal de respiración normal.

La siguiente etapa del proceso consiste en extraer un ciclo de la señal respiratoria, el cual correspondiendo a una frecuencia de 12 ciclos por minuto y por lo tanto un ciclo dura 5 segundos, como se observa en el tercer renglón de la Figura 2.10; sin embargo, para tener una mejor aproximación del ciclo respiratorio se saca un promedio de todos los ciclos y se obtiene el ciclo promedio. En la Figura 2.11 en la primera gráfica se presenta un ciclo respiratorio dado en porcentaje, mientras que en la segunda imagen se muestra la señal del mismo ciclo en términos del tiempo.

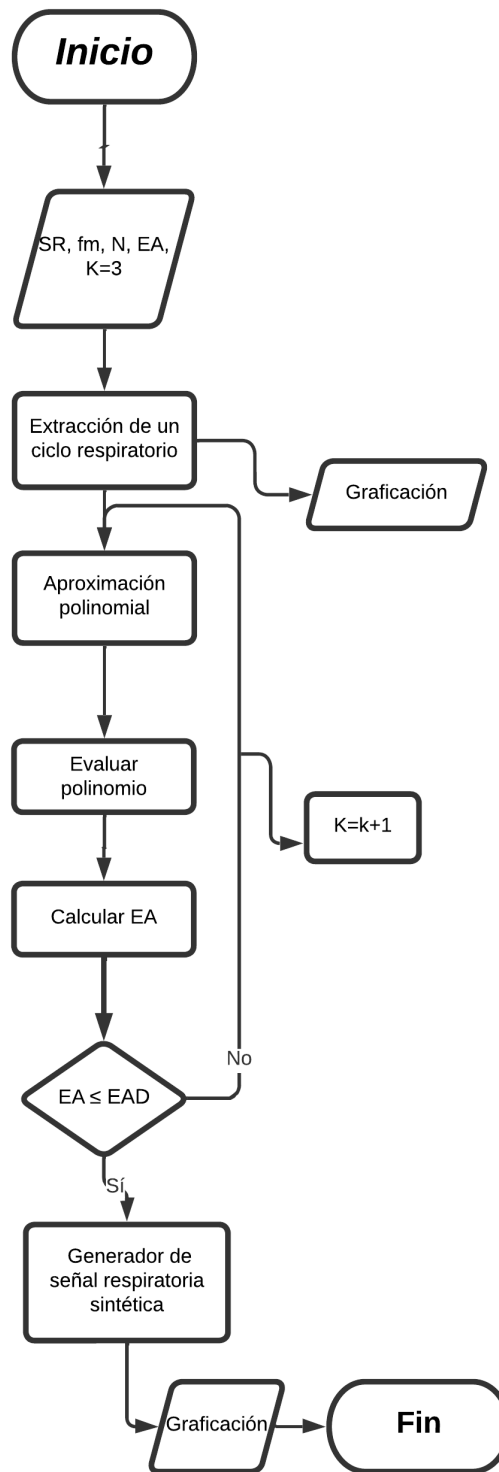


Figura 2.9: Diagrama de flujo para generar la señal respiratoria sintética para la adquisición de datos.

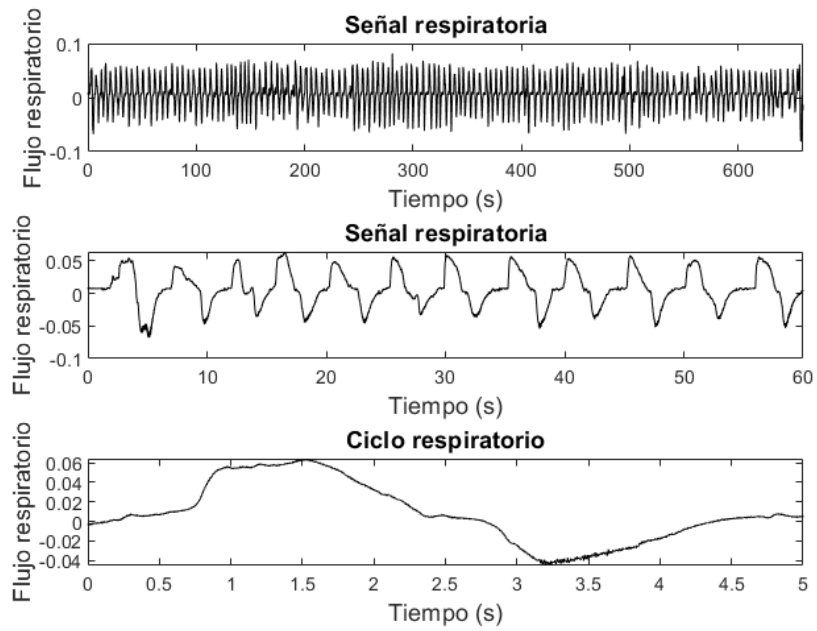


Figura 2.10: Secuencia de 11 minutos, secuencia por minuto y un solo ciclo del ciclo de respiración humana

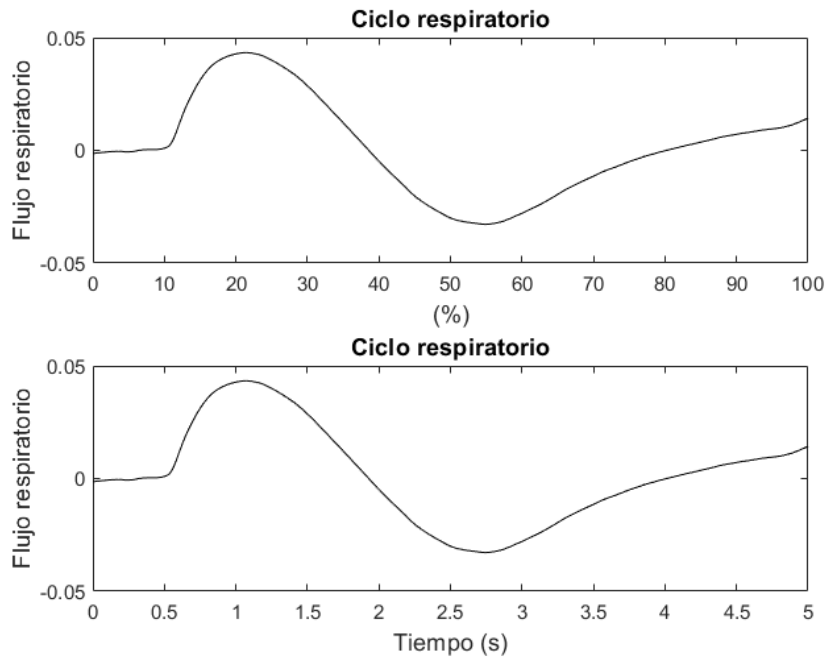


Figura 2.11: Ciclo respiratorio en porcentaje y como serie de tiempo.

La siguiente fase de la metodología consiste en realizar de manera iterativa la aproximación polinomial de la señal respiratoria sintética con base en la señal respiratoria real de referencia, para obtener y evaluar el polinomio característico. El criterio de paro se establece cuando el error entre la señal de referencia y la evaluación del polinomio es menor al error deseado. Esta acción se realiza mediante la clase *polyfit* de matlab®.

Una de las ventajas de aproximar funciones complejas con funciones analíticas, radica en su mayor facilidad de evaluación y manipulación. Las funciones de aproximación se obtienen por combinaciones lineales de elementos de familias de funciones denominadas elementales. En general tendrán la forma:

$$a_0g_0(x)+a_1g_1(x)+\dots+a_n g_n(x) \quad (2.1)$$

en donde a_i y $g_i(x)$, para $0 \leq i \leq n$, son constantes y funciones de una familia en particular, respectivamente. Los monomios en $x(x^0, x, x^2, \dots)$ constituyen la familia de funciones más empleada; sus combinaciones generan aproximaciones del tipo polinomial

$$a_0+a_1x+a_2x^2+\dots+a_nx^n \quad (2.2)$$

La función $p = \text{polyfit}(x, SR, k)$ devuelve los coeficientes del polinomio $p(x)$ de grado k que se ajusta mejor (empleando mínimos cuadrados) a los datos en SR donde x es el vector del tiempo. Los coeficientes de $p(x)$ están dados en potencias descendentes y la longitud de $p(x)$ es $k + 1$ y esta dado por:

$$p(x) = p_1x^k + p_2x^{k-1} + \dots + p_kx + p_{k+1}, \quad (2.3)$$

polyfit usa x para formar la matriz V de Vandermonde con $k + 1$ columnas y $m = \text{longitud}(x)$ filas, lo que da como resultado el siguiente sistema lineal:

$$\begin{pmatrix} x_1^k & x_1^{k-1} & \dots & 1 \\ x_2^k & x_2^{k-1} & \dots & 1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m^k & x_m^{k-1} & \dots & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ \vdots \\ p_{k+1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_m \end{pmatrix}. \quad (2.4)$$

Al resolver dicho sistema se obtiene que el polinomio $p(x)$, de grado 7, dado un error de aproximación $EA = 0.02$ es:

$$\begin{aligned} p(x) = & -0.000394x^7+0.008489x^6-0.072324x^5+0.306397x^4 \\ & -0.658914x^3+0.640316x^2-0.193680x + 0.011023. \end{aligned} \quad (2.5)$$

Es importante mencionar que, a menor error deseado, el cual esta en función de la amplitud pico de la señal, mayor el grado del polinomio característico, lo que

incrementa la complejidad computacional y de control. En la Figura 2.12 en la primera gráfica se muestra la señal aproximada para un polinomio de (2.5).

Finalmente, se genera la señal sintética respiratoria con base al número de ciclos deseado establecido por el usuario, mediante la modificación de la base de tiempo y de la concatenación de la señal del polinomio característico. En la Figura 2.12, se muestra una señal respiratoria sintética de $N = 20$ ciclos/minuto, lo que correspondería a una anomalía respiratoria referida a la hipernea.

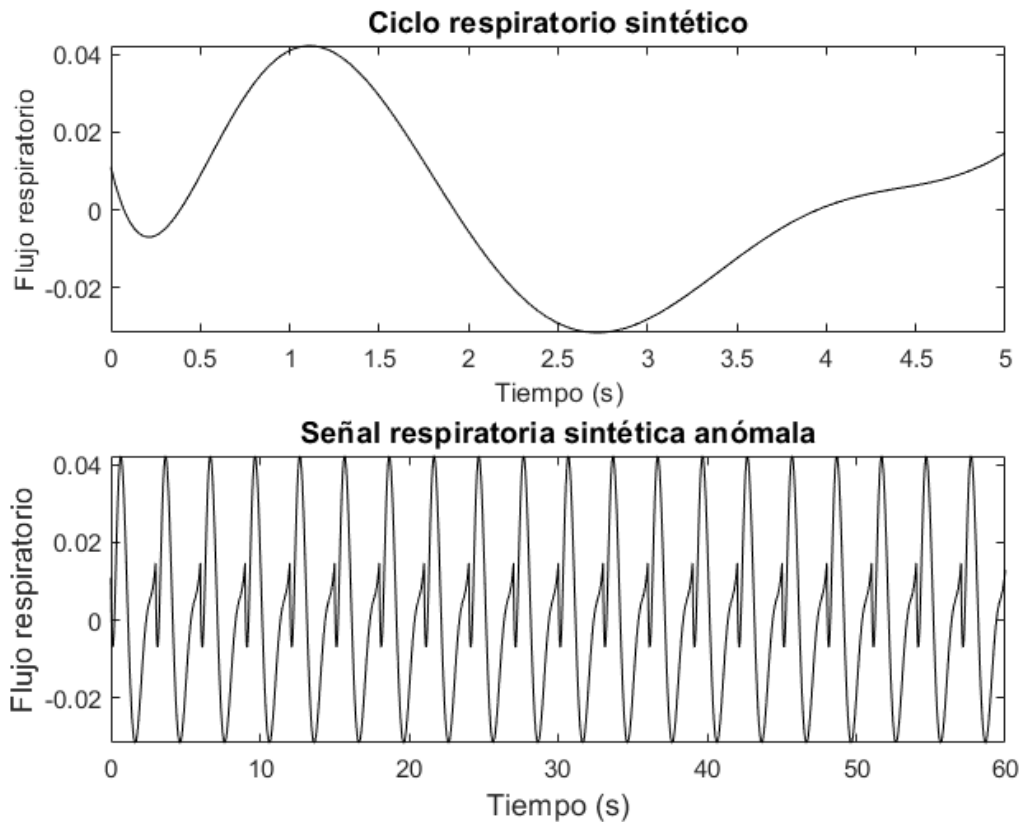


Figura 2.12: Ciclo respiratorio sintético y secuencia respiratoria sintética anómala.

En el caso de un paciente real se adquiere una señal real de flujo respiratorio y se obtendría el número de ciclos por minuto, para configurar los parámetros del respirador artificial de manera inteligente.

2.8. Conclusiones

En este capítulo, se describieron los fundamentos de la respiración humana, el ciclo respiratorios, las anomalías más recurrentes, así como, la respiración asistida y la

bases de datos de señales respiratorias. Finalmente, como una de las aportaciones más relevantes de este trabajo se describió la generación de señales respiratorias sintética y una perspectiva de diagnóstico inteligente.

Capítulo 3

Diseño electromecánico y control

3.1. Introducción

En este capítulo se presenta un esquema general del desarrollo del respirador artificial propuesto en este trabajo, de manera detallada se describen los subsistemas que lo constituyen, y su conceptualización de cada una de los bloques y señales. De igual manera, se describen algunos de los elementos de percepción para integrar la biorretroalimentación a partir de sensores y acondicionamiento de señales, todo ello con grado médico (para el caso de signos vitales y señales biomédicas), y de corte industrial certificado para el caso de instrumentación y control del respirador artificial. Finalmente, se presenta el modelo matemático de un motor de corriente directa con devanado de campo fijo en vacío (sin carga acoplada a la flecha), y se desarrolla una simulación con el actuador comercial seleccionado como fuente de par; mismo que será considerado en el modelo matemático integral con transmisión de movimiento y prismático. Se presenta el modelado 3D del respirador artificial (desarrollado en Solidworks), asociando los elementos electromecánicos más relevantes.

3.2. Subsistemas del respirador artificial

El principio de funcionamiento, así como el modo de operación de un respirador artificial, dependen de sus componentes y la integración entre ellos. La fuente de par (motor eléctrico) y la transmisión de movimiento a base de un tornillo de potencia (conversión de movimiento rotacional a traslacional); así como la interfaz electrónica de potencia y acondicionamiento de señales, constituyen al *subsistema electromecánico*. El *subsistema de percepción* propioceptiva, es definido por un sensor de velocidad (útil en la medición de la frecuencia y ciclo respiratorio); un sensor de fuerza favorece en regular la deformación del pulmón artificial, a través de su percepción. La consigna o referencia para la operación del ventilador, es descrita a partir del ciclo

respiratorio (fases de inspiración y expiración), es decir, el ciclo de trabajo (duración de cada fase) y su frecuencia; dicha consigna es empleada, junto con la percepción para definir la señal de control que busque establecer la consigna en el desempeño real, esta acción corresponde al *subsistema de control*. Los algoritmos para la construcción de la trayectoria de referencia, y con ello replicar el ciclo respiratorio en el pulmón artificial de acuerdo a la información respiratoria y signos vitales del usuario, constituye al *subsistema de decisión*. El *subsistema de comunicación*, es definido por el microcontrolador, el módulo de visualización (tablet o computadora de escritorio), la graficación de señales, así como la representación digital y analógica (visuales) de signos vitales y actividad en tiempo real del respirador artificial. En la Figura 3.1, se presenta el diagrama de bloques del respirador artificial, en el que los 5 subsistemas están definidos en 16 bloques integrados.

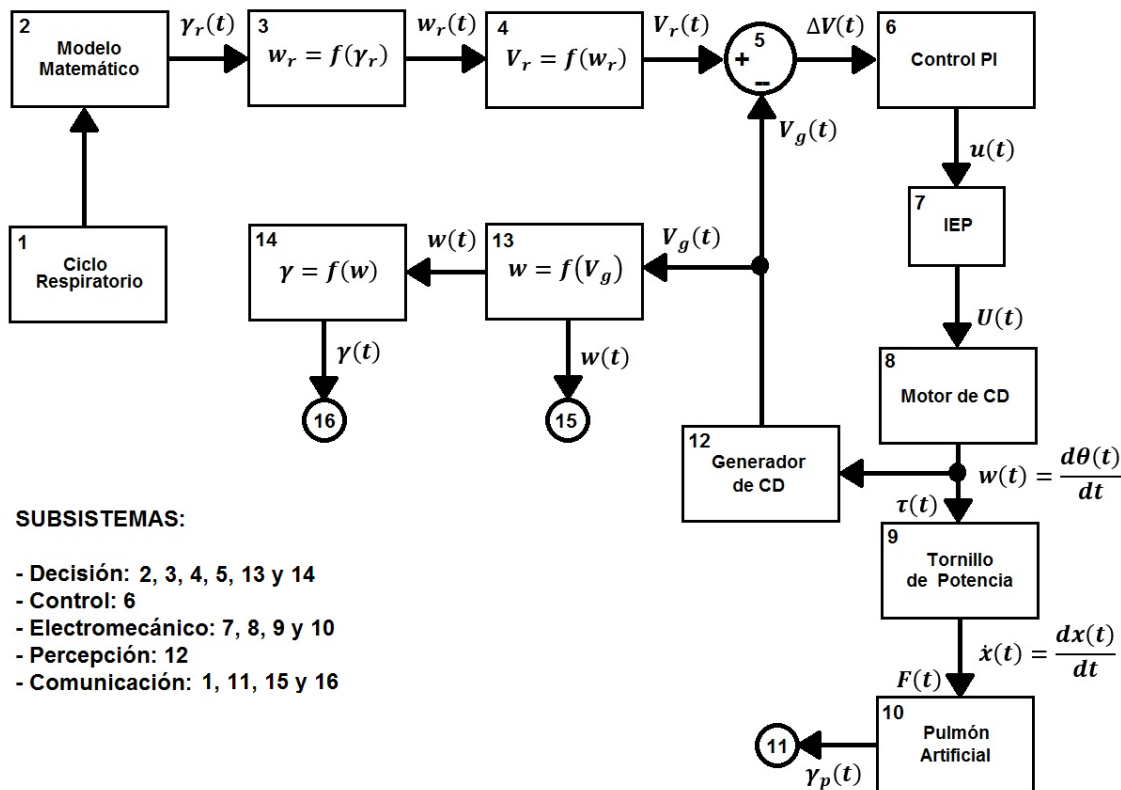


Figura 3.1: Diagrama de bloques de subsistemas del Respirador Artificial.

3.2.1. Subsistema de percepción

3.2.1.1. Percepción de velocidad con un tacogenerador

El bloque número 12, del diagrama de la Figura 3.1, representa a la percepción de velocidad angular $w = w(t)$ (en rad/s) que efectúa el motor en lazo cerrado, y proporciona un potencial eléctrico analógico $V_g = V_g(t)$ (en Volts). Para ello, dicha percepción es constituida por un generador taquimétrico o tacogenerador [11][13]; cuyo principio de funcionamiento corresponde al de un generador de corriente directa (G_{CD}) (dínamo) con excitación de campo fijo o de imanes permanentes. Un dínamo, proporciona energía eléctrica en CD, generalmente para ser suministrada a una carga eléctrica (aplicación); a diferencia de un tacogenerador, que es empleado como dispositivo de medición. Es considerado como un sensor analógico pasivo, provee de un voltaje de salida proporcional a la velocidad angular en su eje o flecha; no requiere de referencias externas o voltajes de excitación. En la Figura 3.2, se presenta el circuito equivalente aproximado del tacogenerador, en el que la fuente de par-velocidad angular ($\tau - w$), corresponde al motor de corriente directa (M_{CD}) en transmisión directa (bloque 8 de la Figura 3.1). El campo estatórico es de magnetismo fijo o imanes permanentes, de tal modo que cuando el devanado rotórico se desplaza rotacionalmente en este campo constante, se induce un potencial eléctrico $V_{bg} = V_{bg}(t)$ en sus terminales.

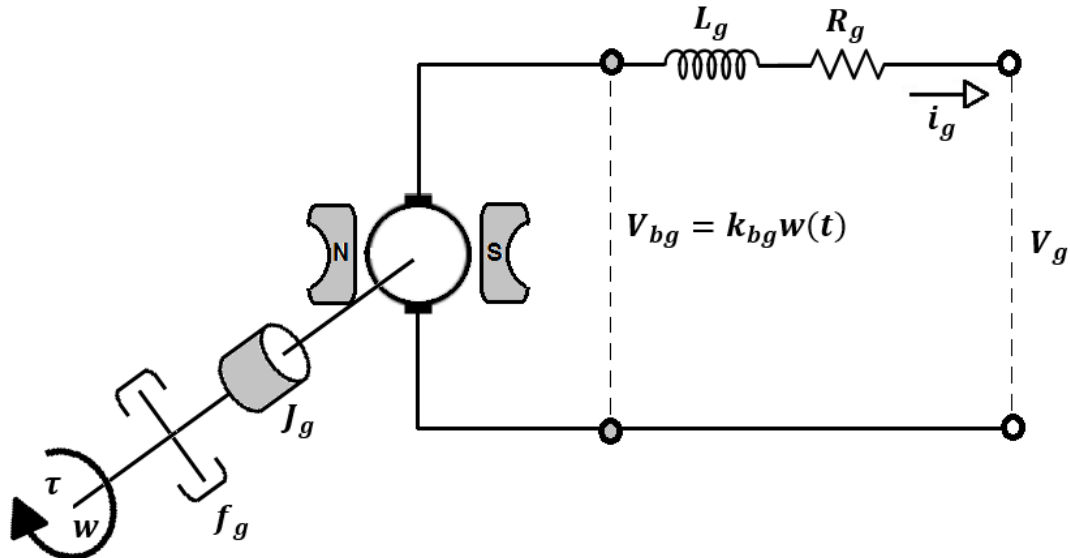


Figura 3.2: Circuito equivalente aproximado del tacogenerador.

El modelo matemático en el devanado rotórico del tacogenerador como un dínamo

G_{CD} , es:

$$V_g = L_g \frac{di_g}{dt} + R_g i_g + k_{bg} w \quad (3.1)$$

En donde L_g y R_g , corresponden a las constantes inductiva y resistiva del devanado, por diseño del tacogenerador, sus magnitudes son tales que la intensidad de corriente $i_g = i_g(t)$ es muy pequeña. Esto implica que en estado estable, el voltaje de salida V_g es directamente proporcional a la velocidad angular (w) en su eje, es decir $V_g \approx k_{bg} w$. Idealmente la ganancia de voltaje o ganancia del tacogenerador k_{bg} es constante; sin embargo, cambia con la temperatura T y la posición del rotor θ , es decir $k_{bg} = k_{bg}(T, \theta)$ [11]. La temperatura, tiene mayor incidencia en la relación $V_{bg}/w = k_{bg}$, así que para identificar la magnitud de k_{bg} en una caracterización experimental, debe restringirse a la temperatura de operación, con ligeros cambios en la vecindad térmica ($T_{\min} \leq T \leq T_{\max}$).

El tacogenerador empleado (Figura 3.3), es el que se encuentra en transmisión directa con el motor empleado como fuente de par y velocidad angular (Yaskawa Electric Minertia UGTMEM-06LB47S).

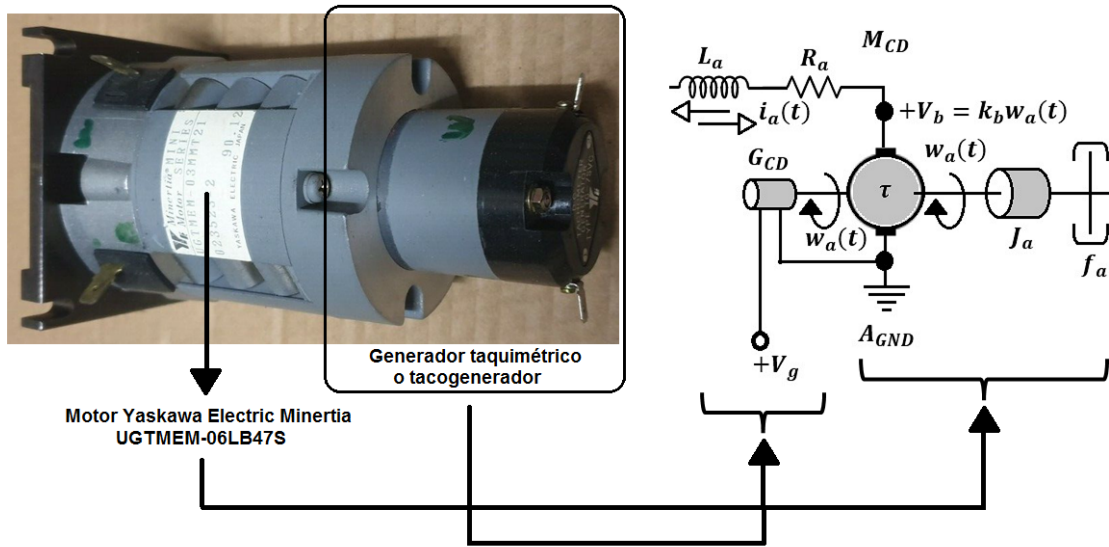


Figura 3.3: Tacogenerador en transmisión directa al motor Yaskawa Electric Minertia UGTMEM-06LB47S.

La descripción del circuito equivalente aproximado del motor de corriente directa (M_{CD}), se presenta en la sección correspondiente al subsistema electromecánico; sin embargo, la Figura 3.3 permite ilustrar a un circuito equivalente aproximado M_{CD} - G_{CD} considerado en este trabajo de tesis. A pesar que los parámetros del M_{CD}

son conocidos de acuerdo a su hoja técnica de datos, los parámetros L_g , R_g y k_{bg} descritos en la Figura 3.2, son desconocidos, mismos que se consideran constantes. Es por ello, que para obtener el modelo reducido del tacogenerador (Ecuación 3.1 para $i_g = i_{g_mín} \approx 0$), se busca identificar la magnitud de la constante de voltaje k_{bg} del G_{CD} , y establecer el modelo de la Ecuación 3.2.

$$V_g = V_{bg} = k_{bg}w \quad (3.2)$$

3.2.1.2. Caracterización del tacogenerador

La plataforma de caracterización del tacogenerador G_{CD} , es descrita en la Figura 3.4; para ello, al motor M_{CD} se le aplican 20 valores de voltaje de CD ($1.6 \leq V_a \leq 12 V$) y se toman las lectura correspondientes de velocidad angular (w), y de voltaje generado (V_g). La caracterización es definida por 20 pares ordenados (V_g, w) .

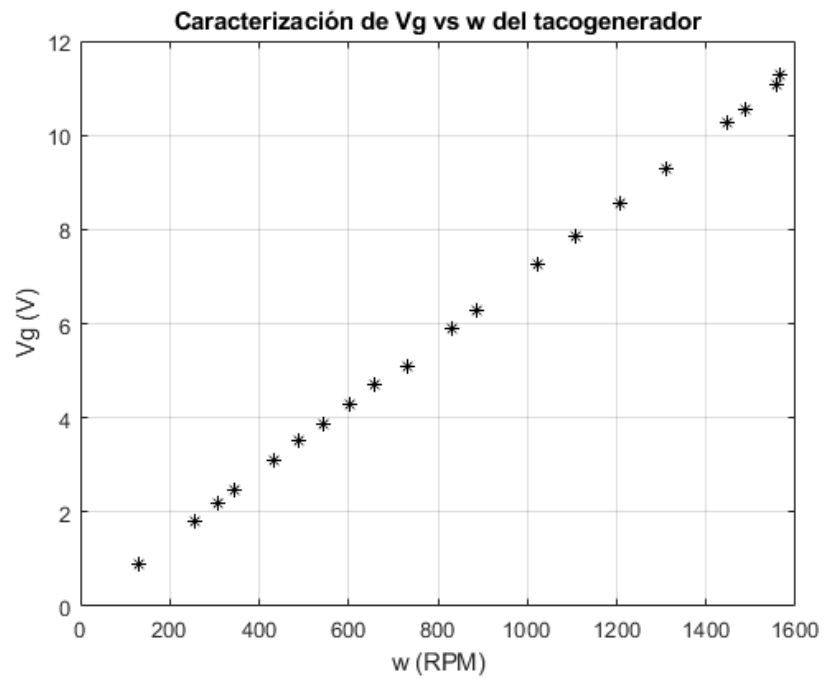
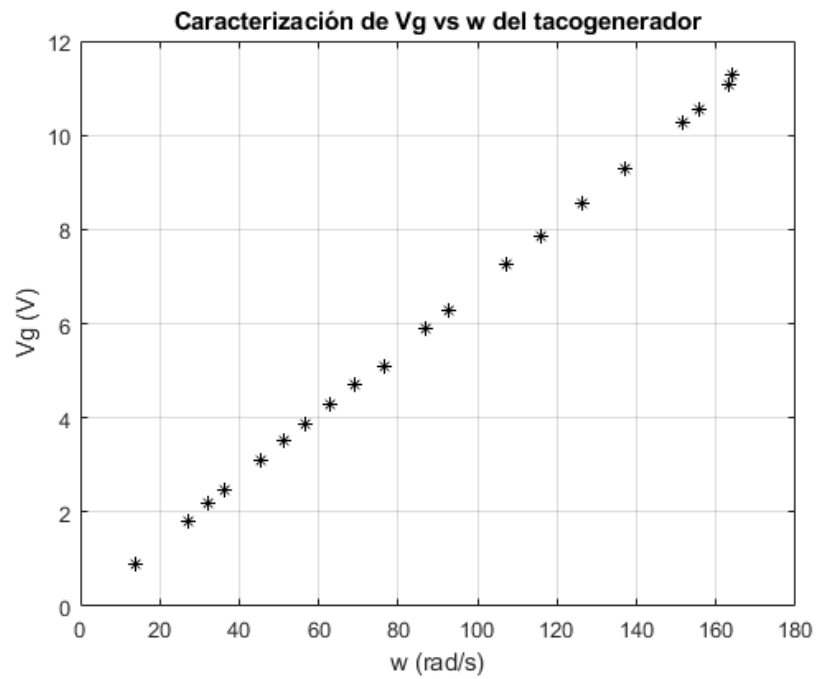


Figura 3.4: Caracterización experimental del tacogenerador G_{CD} .

El multímetro digital empleado es un modelo Peaktech P2025A, calibrado y con capacidad autorango. Para la medición de velocidad, se empleó un tacómetro de fotocontacto con laser modelo P2795, con características de autorango y reciente calibración. La Tabla 3.3, presenta las mediciones de la caracterización del tacogenerador. Basado en la caracterización experimental, y con el propósito de verificar la geometría y tendencia de cada par ordenado (w vs V_g); se presentan las gráficas relativas a las Tabla 3.3. En la Figura 3.5, las unidades de la velocidad w son RPM ; y en la Figura 3.6, las unidades de la velocidad w son rad/s . Información útil para la estimación del valor de k_{bg} en V/RPM o en Vs/rad respectivamente.

Tabla 3.1: Caracterización del tacogenerador (w, V_g) y voltaje ajustable V_a aplicado al motor M_{CD} .

i	V_g (V)	w (RPM)	V_a (V)
1	0.9	132	1.6
2	1.8	258	2.5
3	2.2	306	2.9
4	2.45	345	3.2
5	3.08	434	3.8
6	3.5	489	4.19
7	3.86	542	4.6
8	4.28	602	4.99
9	4.7	659	5.39
10	5.1	731	5.9
11	5.89	830	6.6
12	6.28	886	7.01
13	7.26	1024	8
14	7.84	1106	8.6
15	8.56	1206	9.29
16	9.29	1309	10
17	10.26	1447	10.99
18	10.56	1489	11.3
19	11.09	1558	11.8
20	11.29	1566	12

Figura 3.5: Caracterización experimental V_g (V) vs w (RPM).Figura 3.6: Caracterización experimental V_g (V) vs w (rad/s).

3.2.1.3. Modelo matemático del tacogenerador

De acuerdo a la conducta grafica de la caracterización V_g (voltaje generado por el tacogenerador), con la velocidad angular w para un ajuste incremental del voltaje de alimentación del motor M_{CD} (Figuras 3.5 y 3.6), la respuesta evidentemente es de naturaleza lineal; tal y como se estableció en las Ecuaciones 3.1 y 3.2. La Ecuación 3.1 que modela al tacogenerador, considera la dinámica de su transitorio; sin embargo, en estado estacionario (condiciones de la caracterización) se establece como consideraciones, que: i) $L_g di_g/dt = 0$, ii) $R_g i_g = k$; debido a que i_g no sólo es constante, también los parámetros de su devandado representan una magnitud muy pequeña y por lo tanto de la caída de tensión en terminales de la resistencia R_g . Asumiendo una caída de tensión $R_g i_g = k$, pequeña pero constante; la Ecuación 3.2, se amplia del modo siguiente:

$$V_g = k_{bg}w + k \quad (3.3)$$

En donde k_{bg} y k , son constantes a determinar; para ello, se aplica un método de regresión lineal para el ajuste de curva a los pares ordenados de la caracterización (Tabla 3.3). Considere, para el ajuste lineal, la siguiente definición del error o desviación:

$$e_i = V_{gi} - \{k_{bg}w_i + k\}; \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (3.4)$$

En donde n corresponde al número total de pares ordenados de la caracterización ($n = 20$). El cuadrado total de los errores o desviaciones esta dado por:

$$E = \sum_{i=1}^n (e_i)^2 = \sum_{i=1}^n (V_{gi} - k_{bg}w_i - k)^2 \quad (3.5)$$

Dado que k_{bg} y k son parámetros arbitrarios, se definen de forma que minimicen a E . El mínimo de E se define a partir de las derivadas parciales de E con respecto de k_{bg} y de k igualadas a cero.

$$\frac{\partial E}{\partial k_{bg}} = \frac{\partial}{\partial k_{bg}} \left\{ \sum_{i=1}^n (V_{gi} - k_{bg}w_i - k)^2 \right\} = 0$$

$$\frac{\partial E}{\partial k} = \frac{\partial}{\partial k} \left\{ \sum_{i=1}^n (V_{gi} - k_{bg}w_i - k)^2 \right\} = 0$$

Simplificando la minimización de E , se tienen las siguientes reducciones:

$$\frac{\partial E}{\partial k_{bg}} = -2 \sum_{i=1}^n (V_{gi} - k_{bg}w_i - k)w_i = 0$$

$$\frac{\partial E}{\partial k} = -2 \sum_{i=1}^n (V_{gi} - k_{bg}w_i - k) = 0$$

Considerando que $\sum_{i=1}^n (\cdot) = \sum (\cdot)$, se tiene el siguiente sistema de ecuaciones lineales con dimensión 2:

$$k_{bg} \sum w_i^2 + k \sum w_i = \sum w_i V_{gi} \quad (3.6)$$

$$k_{bg} \sum w_i + nk = \sum V_{gi}$$

La representación matricial del sistema lineal descrito en la Ecuación 3.6, es:

$$\begin{bmatrix} \sum w_i^2 & \sum w_i \\ \sum w_i & n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} k_{bg} \\ k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sum w_i V_{gi} \\ \sum V_{gi} \end{bmatrix} \quad (3.7)$$

La solución del sistema matricial para $\begin{bmatrix} k_{bg} & k \end{bmatrix}^T$, con la velocidad w en *RPM*, es:

$$k_{bg} = \frac{n \sum w_i V_{gi} - \sum w_i \sum V_{gi}}{n \sum w_i^2 - (\sum w_i)^2} = \frac{2624288 - 2033500}{369064220 - 286252561} = 0.0071$$

$$k = \frac{\sum w_i^2 \sum V_{gi} - \sum w_i \sum w_i V_{gi}}{n \sum w_i^2 - (\sum w_i)^2} = \frac{2217900000 - 2220000000}{369064220 - 286252561} = -0.0257$$

La magnitud del error cuadrático con base en la Ecuación 3.5, es $E = 0.0385$. La ecuación lineal que modela al tacogenerador a partir de la velocidad angular en *RPM*, es:

$$V_g = 0.0071\omega - 0.0257 \quad (3.8)$$

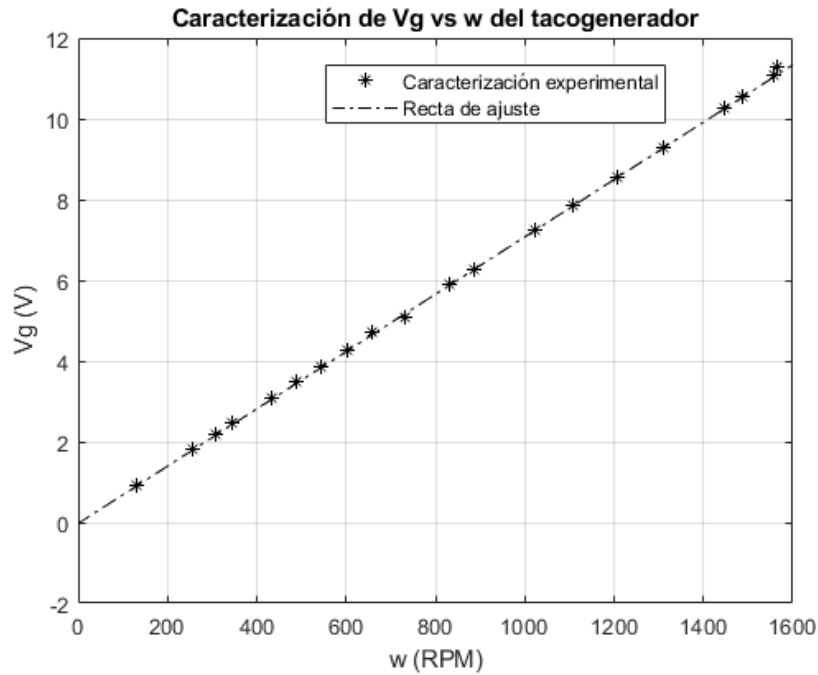


Figura 3.7: Regresión lineal a partir de la caracterización experimental del tacogenerador G_{CD} con ω (RPM).

La gráfica de la Figura 3.7, describe el comportamiento de la caracterización y la curva de ajuste a partir de la regresión lineal definida en la Ecuación 3.8. La ecuación de ajuste lineal que define el voltaje generado en el tacogenerador a partir de la velocidad angular ω (Rad/s), es:

$$V_g = 0.0681\omega - 0.0257 \quad (3.9)$$

La gráfica de la Figura 3.8, correspondiente a la Ecuación 3.9 y la caracterización experimental.

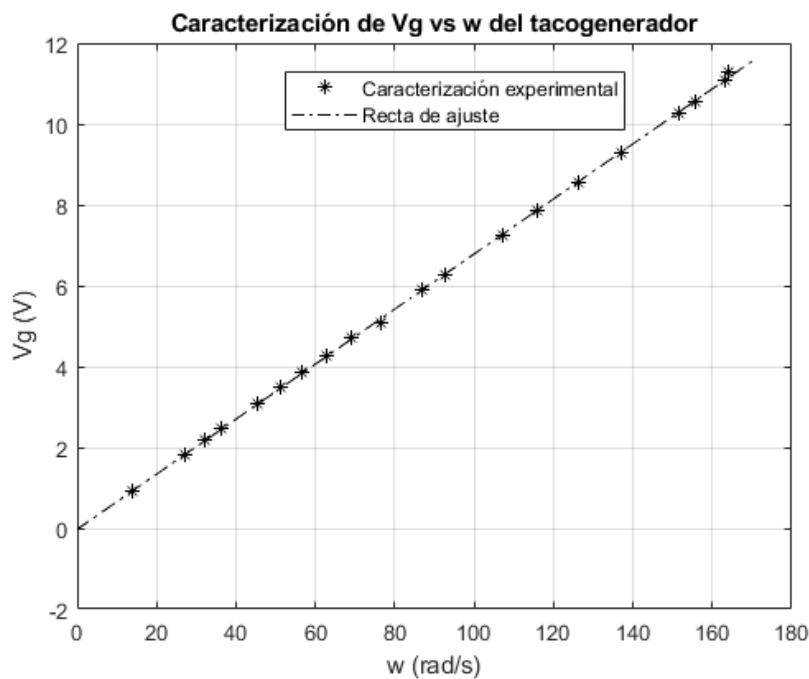


Figura 3.8: Regresión lineal a partir de la caracterización experimental del tacogenerador G_{CD} con ω (Rad/s).

El modelo matemático del generador taquimétrico, al establecer la relación (ω, V_g) , permite definir no sólo la consigna de la frecuencia respiratoria impulsada por el actuador (motor de cd), también establecer la señal de error para ser evaluada en la estrategia de control. En la Figura 3.9, se describe como parte del esquema de control, la contribución del modelo del tacogenerador para la definición de los errores de velocidad angular y de voltajes. Para ello, en la siguiente sección se describen los elementos constitutivos del subsistema electromecánico.

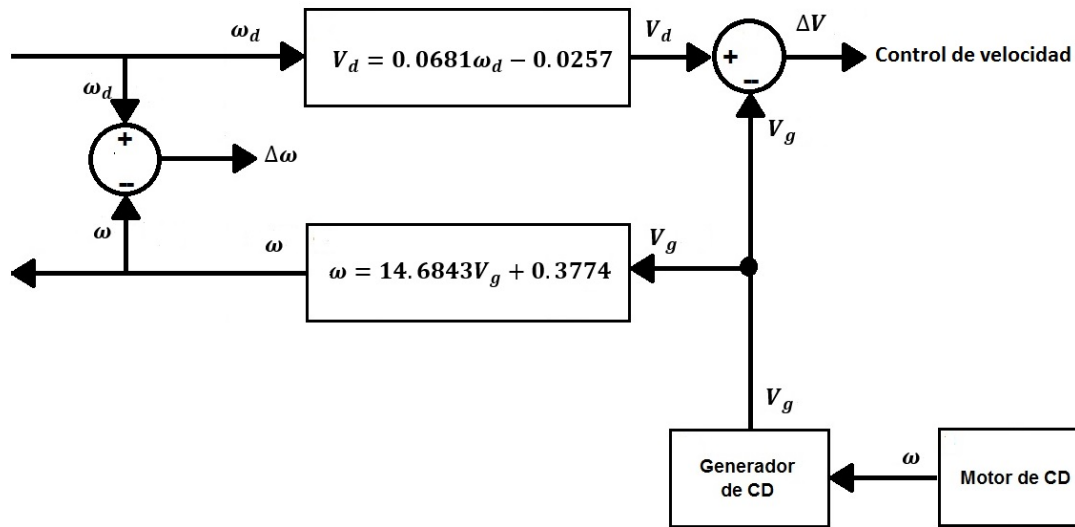


Figura 3.9: Definición de los errores de velocidad angular ($\Delta\omega$) y de voltaje (ΔV) en el esquema de control

3.2.2. Subsistema electromecánico

El dispositivo electromecánico empleado como actuador, es un motor de corriente directa con devanado de campo fijo o de imanes permanentes. Su elección se fundamenta en la facilidad de la regulación de velocidad y par motor a través de una interfaz electrónica de potencia construida de elementos de estado sólido. La carga asociada al actuador, corresponde a la deformación del pulmón o respirador artificial y cuyo propósito comprende la replicación del ciclo respiratorio. Para ello, un tornillo de potencia permite la conversión de movimiento rotacional a traslacional.

3.2.2.1. Motor de corriente directa con campo estático de magnetismo fijo

Un motor de corriente directa, como el empleado en este trabajo de investigación, es una máquina eléctrica rotatoria que convierte energía eléctrica en energía mecánica. Un potencial eléctrico V_a es aplicado al devanado rotórico a través de escobillas que interactúan mecánicamente con las delgas de un conmutador o colector mecánico. El circuito eléctrico de la armadura o rotor, conduce una intensidad de corriente eléctrica de armadura i_a , y que define la intensidad de campo magnético que interactúa con el campo magnético de magnetismo fijo del estator; dando origen al par motor $\tau = k_T i_a$, en donde k_T corresponde a la constante de par del motor. i_a , depende de la resistencia eléctrica R_a del conductor eléctrico del devanado, de la inductancia L_a , así como de la fuerza contraelectromotriz V_b debido a la reacción de armadura dependiente de la

velocidad angular ω_a . En condiciones de vacío (sin carga mecánica acoplada en la flecha del motor), el par motor τ debe compensar la dinámica de carga inherente al propio motor (par de inercias τ_J y par de fricción τ_F). Un circuito equivalente del motor de corriente directa, es el descrito en la Figura 3.10.

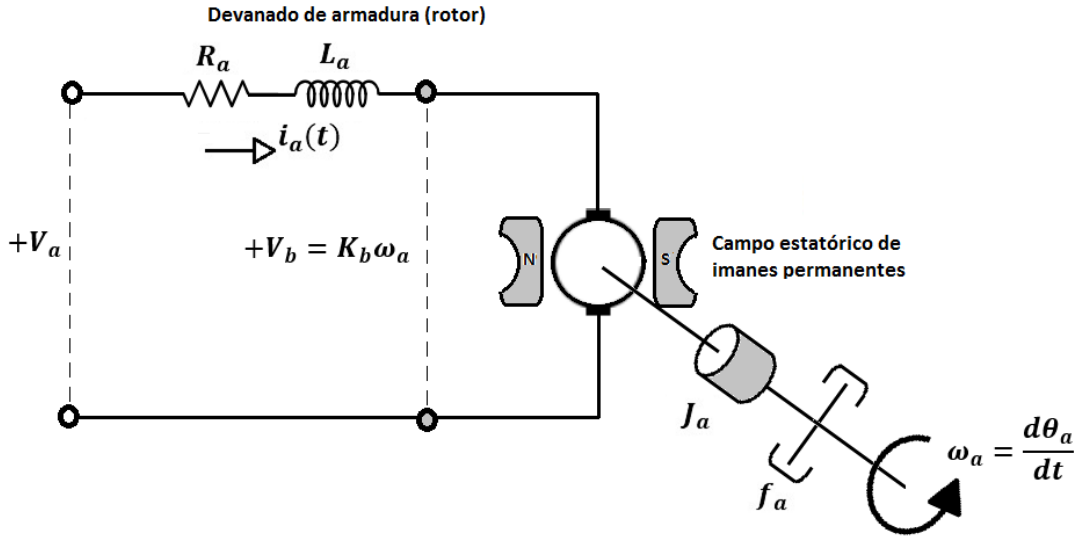


Figura 3.10: Circuito equivalente aproximado de un motor de corriente directa con devanado de campo de magnetismo fijo

El modelo matemático, representativo de un motor con estas características, es descrito a continuación:

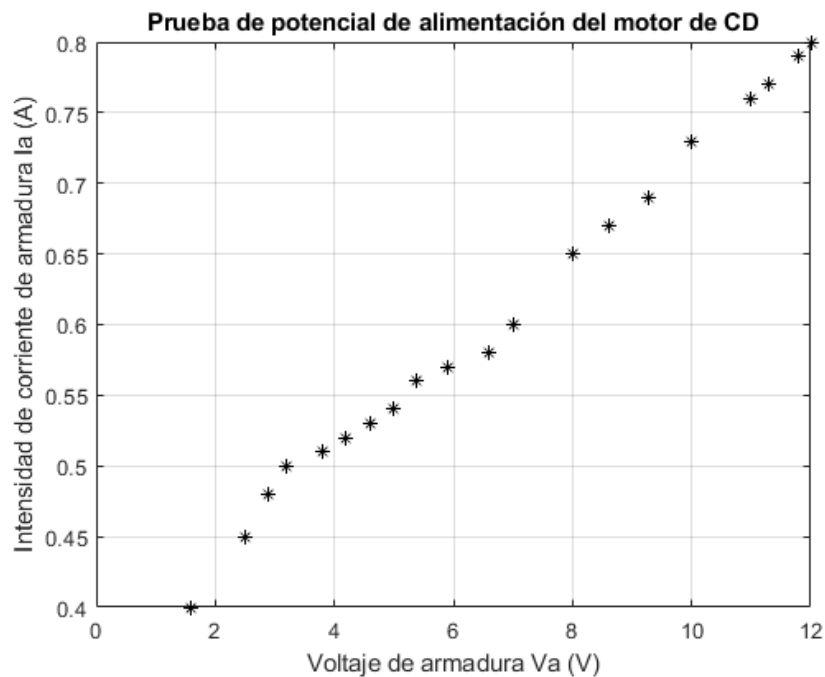
$$V_a = R_a i_a + L_a \frac{di_a}{dt} + k_b \omega_a \quad (3.10)$$

$$\tau = k_T i_a = \tau_J + \tau_F = J_a \frac{d\omega_a}{dt} + f_a \omega_a \quad (3.11)$$

En donde $\omega_a = \frac{d\theta_a}{dt}$, corresponde la velocidad angular del motor en Rad/s , y θ_a el desplazamiento angular en Rad ; $R_a i_a$ representa a la caída de tensión y $L_a \frac{di_a}{dt}$ al voltaje de dispersión en la bobina, ambos del circuito de armadura. La fuerza contraelectromotriz $V_b = k_b \omega_a$, representa una retroalimentación interna del motor, que atenúa los efectos del transitorio de i_a , en donde k_b es la constante de voltaje del motor. El par de inercia, inherente a la armadura del motor, es $\tau_J = J_a \frac{d\omega_a}{dt} = J_a \frac{d^2\theta_a}{dt^2}$, en donde J_a corresponde al coeficiente de inercia y, $\tau_F = f_a \omega_a = f_a \frac{d\theta_a}{dt}$ concierne al par de fricción, en donde f_a constituye al coeficiente de fricción viscosa existente en rodamientos del motor. La Tabla 3.2, describe el concepto de variables y parámetros del motor.

Tabla 3.2: Tabla de parámetros y variables.

Variable	Nombre	Unidad
V_a	Voltaje de armadura	V
R_a	Resistencia de armadura	Ω
L_a	Inductancia de armadura	H
$\frac{d\theta_a}{dt}$	Velocidad angular	Rad/s
$i_a(t)$	Corriente de armadura	A
θ_a	Desplazamiento angular	Rad
k_T	Constante de par	Nm/A
k_b	Constante de voltaje	Vs/Rad
J_a	Inercia de armadura	kgm^2
f_a	Fricción de armadura	N
τ	Par motor	Nm
t	Tiempo	s

Figura 3.11: Desempeño experimental lineal de la relación $V_a - i_a$ del motor de CD

La plataforma experimental, considera a un motor Yaskawa Electric Minertia UGTMEM-06LB47S (Figura 3.4). Es un motor con un tacogenerador de 7 V/1000 RPM para la retroalimentación de velocidad. Las cualidades técnicas de un motor

con las características del seleccionado permiten la regulación fina de la velocidad angular, así como el par motor; esto garantiza un seguimiento del perfil de velocidad traslacional que replica la frecuencia respiratoria descrita en el capítulo previo. En la Figura 3.11, se aprecia la tendencia lineal de la relación voltaje de armadura V_a e intensidad de corriente de armadura i_a en vacío. Dicha caracterización es asociada a la Tabla 3.3.

Tabla 3.3: Caracterización (V_a, i_a) del motor M_{CD} .

i	V_a (V)	i_a (A)
1	1.6	0.4
2	2.5	0.45
3	2.9	0.48
4	3.2	0.5
5	3.8	0.51
6	4.19	0.52
7	4.6	0.53
8	4.99	0.54
9	5.39	0.56
10	5.9	0.62
11	6.6	0.63
12	7.01	0.64
13	8	0.65
14	8.6	0.67
15	9.29	0.68
16	10	0.73
17	10.99	0.76
18	11.3	0.77
19	11.8	0.79
20	12	0.8

Las especificaciones técnicas del motor de CD caracterizado y empleado en el subsistema electromecánico, son descritas en la Tabla 3.4. Parámetros útiles para el diseño de la interfaz electrónica de potencia, el acondicionamiento de señales, y la transmisión de movimiento (desplazamiento rotacional a traslacional).

Tabla 3.4: Especificaciones de motor CD.

Especificaciones	Valor	Unidad
Par nominal máximo	2.53	Nm
Par nominal	0.98	Nm
Constante de par	0.172	$Nm/A \pm 10$
Resistencia del devanado de armadura	1.16	$\Omega \pm 10$
Inductancia de armadura	3.1	mH
Intensidad de corriente pico	15	A
Constante de voltaje	18	$V/1000rpm \pm 10$
Coefficiente de amortiguamiento viscoso	0.0196	$Nm/1000rpm$
Par de fricción	0.05	Nm
Coefficiente de inercia	1.76	Kgm^2x10^{-4}
Constante de tiempo mecánica	6.9	ms
Constante de tiempo eléctrica	2.7	ms
Tasa de potencia	5.44	kW/s
Relación de inercia de par	5560	rad/s^2
Resistencia térmica	1.8	$^{\circ}C/watt$

A partir de las Ecuaciones 3.10 y 3.11, que modelan al motor de corriente directa y con los parámetros del motor de la Tabla 3.4, se establecen las Ecuaciones 3.12 y 3.13 que modelan al sistema de ecuaciones diferenciales del motor experimental Yaskawa Electric Minertia UGTMEM-06LB47S. Las simulaciones digitales, permiten evidenciar las magnitudes de velocidad angular ω_a (Rad/s) y de intensidad de corriente de armadura i_a (A) de estado estable; así como los tiempos de estabilización sin carga mecánica asociada a la flecha del motor. Para ello se utiliza un integrador Runge-Kutta de orden medio, para la solución numérica, un paso de integración de 1 ms y un tiempo de simulación de 0.7 s.

$$12 = 1.16i_a + 0.0031 \frac{di_a}{dt} + 0.172\omega_a \quad (3.12)$$

$$0.172i_a = 0.000176 \frac{d\omega_a}{dt} + 0.0019\omega_a \quad (3.13)$$

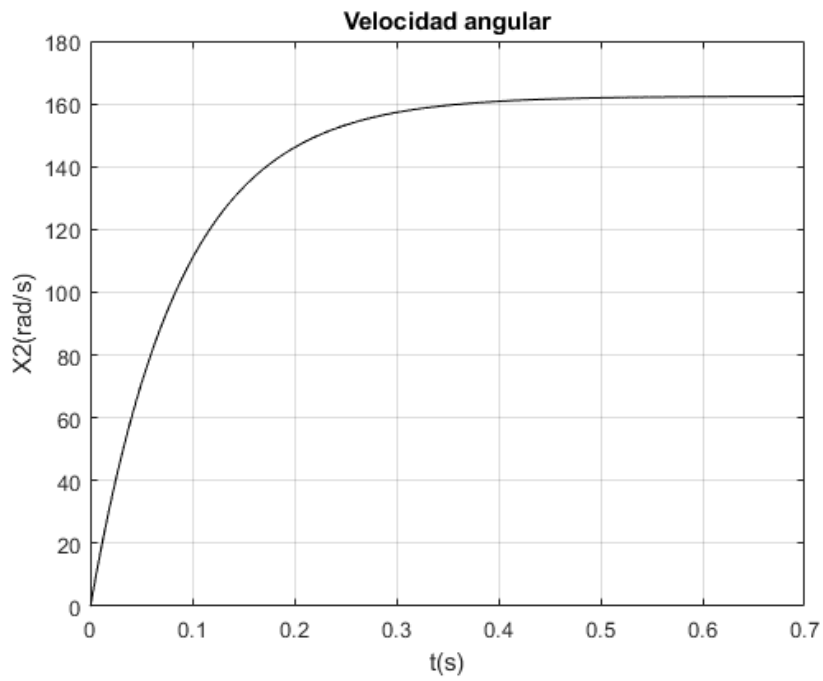


Figura 3.12: Simulación digital de la velocidad angular

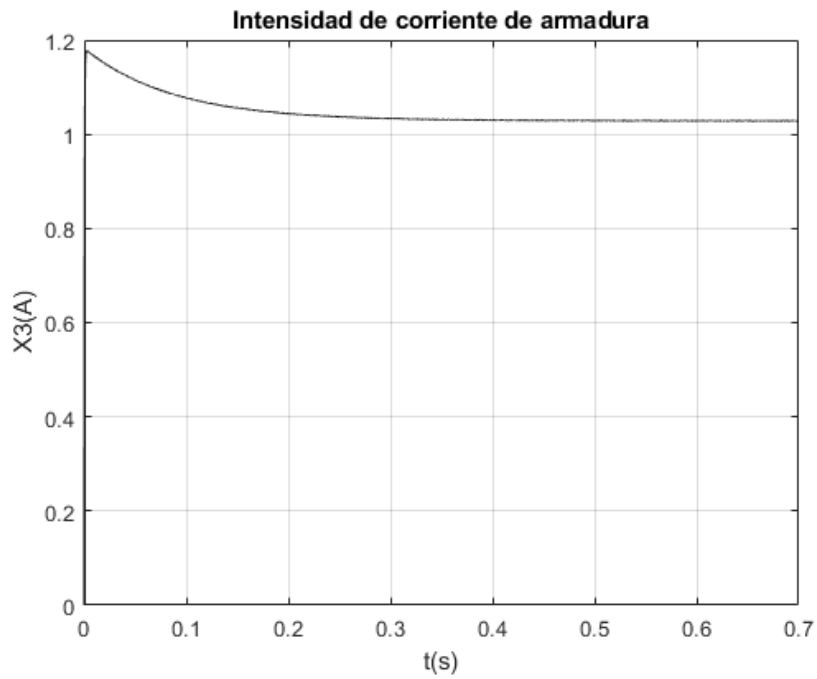


Figura 3.13: Simulación digital de corriente de armadura

3.2.2.2. Transmisión de movimiento

En el diagrama de la Figura 3.14, se ilustra la acción que el par motor del actuador ejerce sobre el pulmón artificial, a través de un tornillo de potencia (transformación de movimiento de rotación a movimiento de traslación). La fuerza de deformación, debe replicar la conducta de movimiento asociada al polinomio sintético del ciclo respiratorio de la Ecuación 2.5, y cuya gráfica es definida en la Figura 2.11. Debido a que la señal de referencia en el respirador artificial es alterna en valores instantáneos, el motor deberá ser controlado no sólo en velocidad, también en posición (sentido de giro).

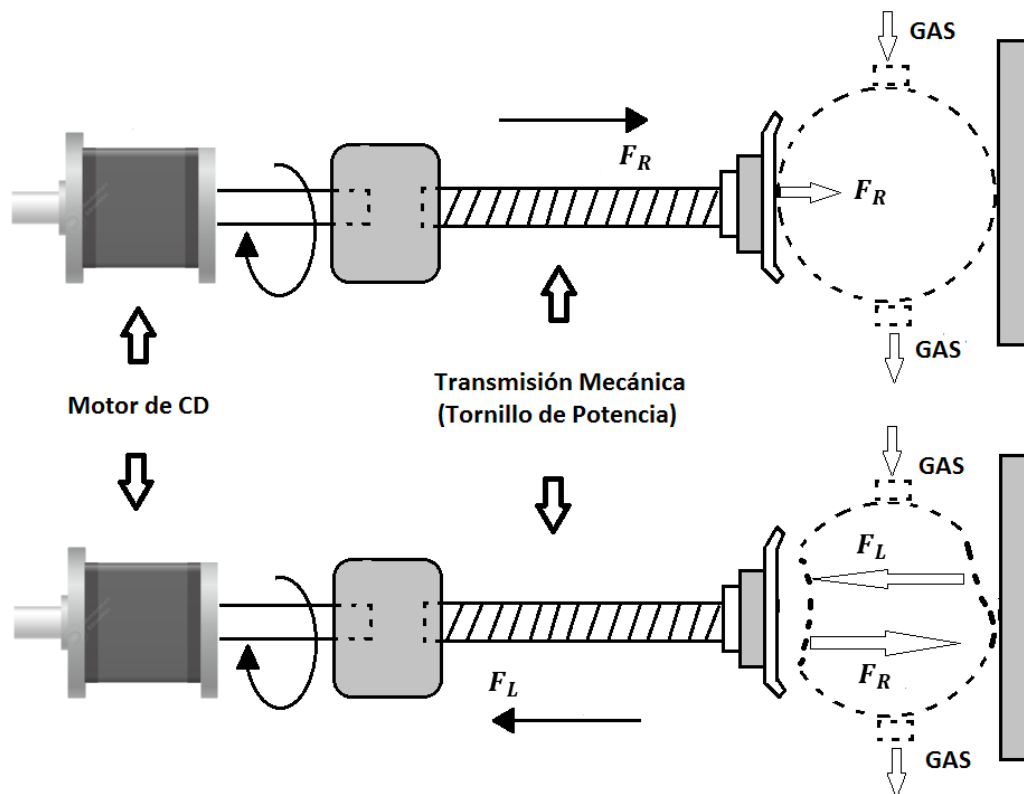


Figura 3.14: Acción del motor de cd en la deformación controlada del pulmón artificial.

Los tornillos de potencia, son aquellos destinados a la transmisión de potencia y movimiento, y que generalmente se utilizan para convertir un movimiento angular o de giro, en un movimiento de traslación o lineal, acompañado además de una transmisión de esfuerzo [47]. Son diversas las contribuciones en maquinaria, como los tornillos de un torno, en prensas de banco, prensas de sujeción y gatos (Figura 3.15).

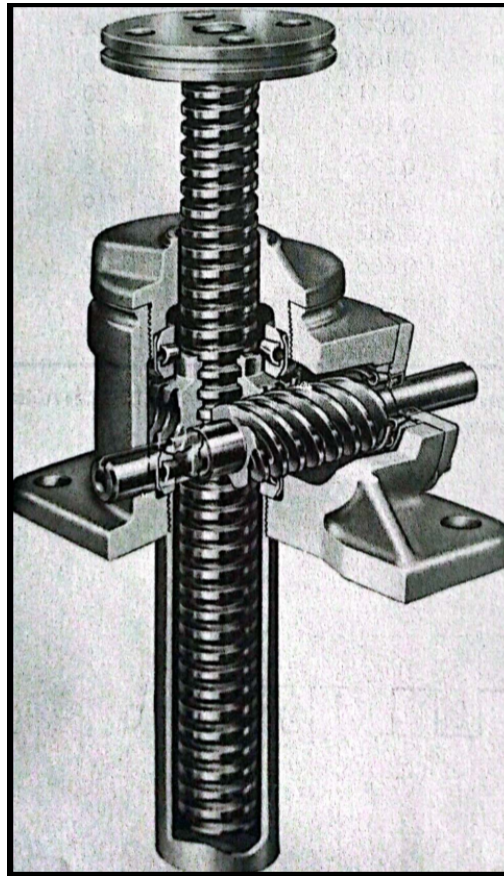


Figura 3.15: Gato de tornillo sinfín Joyce, para transmisión de potencia con acción manual [6].

Un tornillo puede ser considerado, de manera simple, está formado por un cuerpo cilíndrico (que sería el vástago o la caña del tornillo), sobre el que se enrolla un plano inclinado formando los filetes de la rosca del tornillo. Generalmente, los tornillos de potencia trabajan sometidos a un rozamiento elevado por la fricción continua entre las superficies de las roscas de tornillo y tuerca. Por ello, factores como el desgaste o el calentamiento excesivo de las superficies van a ser importantes en su diseño, además de las consideraciones de resistencia puramente mecánica de la estructura del tornillo. En este apartado, se van a mostrar las distintas expresiones matemáticas que se utilizan para calcular el par torsional necesario para hacer girar al tornillo en la elevación o descenso de una carga (F), o bien el desplazamiento bilateral de traslación [6][47]. Para ello, primero es necesario conocer el conjunto de esfuerzos que actúan sobre el tornillo de potencia. Para el cálculo de estos esfuerzos se parte de las ecuaciones de equilibrio de fuerzas que gobiernan el mecanismo. En la Figura 3.16, se describe una porción de un tornillo de potencia con rosca cuadrada o rosca simple, con la descripción de sus elementos geométricos y de las fuerzas interactivas.

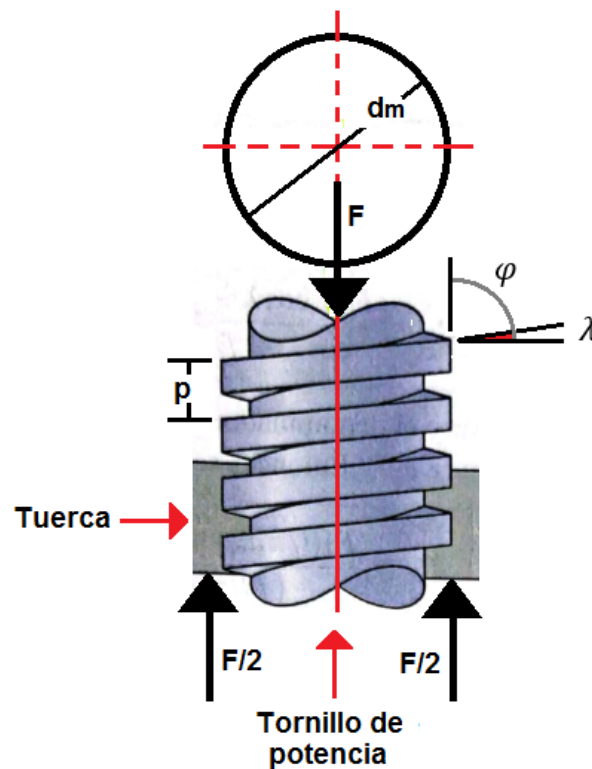


Figura 3.16: Sección de un tornillo de potencia para análisis.

En donde:

- φ : ángulo de hélice
- λ : ángulo de avance
- p : paso o avance del tornillo
- d_m : diámetro medio del tornillo (también denominado diámetro primitivo)
- F : suma de todas las fuerzas axiales que actúan sobre el tornillo (representa la carga a elevar o descender)
- P : fuerza necesaria a aplicar al tornillo para vencer la fuerza de rozamiento y hacer ascender/descender la carga por el plano inclinado de la rosca del tornillo.

El par o momento torsional (T) será igual al producto del esfuerzo P por el radio primitivo ($r_m = d_m/2$) del tornillo:

$$T = Pr_m \quad (3.14)$$

- F : representa la carga a elevar, y es la suma de todas las fuerzas axiales que actúan sobre el tornillo.
- P : fuerza necesaria que es necesario realizar para vencer la fuerza de rozamiento y hacer ascender la carga por el plano inclinado de la rosca del tornillo.
- N : fuerza normal al plano de la hélice del tornillo.
- fN : representa a la fuerza de rozamiento que es necesario vencer para hacer girar al tornillo.

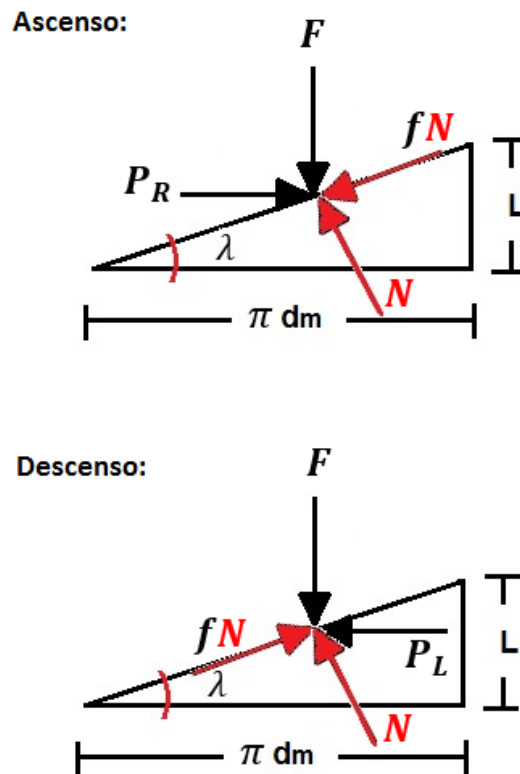


Figura 3.17: Sistemas vectoriales de fuerza en ascenso y descenso de carga.

El sistema de fuerzas interactivas en equilibrio para elevar (o en desplazamiento traslacional para compresión) la carga es descrita a continuación:

$$\sum F_H = P_R - N \sin(\lambda) - fN \cos(\lambda) = 0 \quad (3.15)$$

$$\sum F_V = F + fN \sin(\lambda) - N \cos(\lambda) = 0 \quad (3.16)$$

De manera similar, el sistema de fuerzas interactivas en equilibrio para bajar (o en desplazamiento traslacional para descompresión) la carga es descrita, es:

$$\sum F_H = -P_L - N \sin(\lambda) + fN \cos(\lambda) = 0 \quad (3.17)$$

$$\sum F_V = F - fN \sin(\lambda) - N \cos(\lambda) = 0 \quad (3.18)$$

Con la simplificación de la fuerza normal N , de cada sistema se define el cálculo de P , en cada caso de desplazamiento traslacional. Fuerza requerida para vencer rozamiento para elevar la carga:

$$P_R = \frac{F(\sin(\lambda) + f \cos(\lambda))}{\cos(\lambda) - f \sin(\lambda)} \quad (3.19)$$

Definición de P para para bajar la carga y liberación de esfuerzo aplicado al ventilador artificial:

$$P_L = \frac{F(f \cos(\lambda) - \sin(\lambda))}{\cos(\lambda) + f \sin(\lambda)} \quad (3.20)$$

Una simplificación de las Ecuaciones 3.19 y 3.20, a partir de la relación $\lambda = \frac{l}{\pi d_m}$, es

$$P_R = \frac{F[(\frac{l}{\pi d_m} + f)]}{1 - (f \frac{l}{\pi d_m})} \quad (3.21)$$

$$P_L = \frac{F[f - (\frac{l}{\pi d_m})]}{1 + (f \frac{l}{\pi d_m})} \quad (3.22)$$

El par de torsión, definido a partir del producto de la fuerza P y el radio medio $\frac{d_m}{2}$ para elevar la carga, es descrito como:

$$T_R = \frac{F d_m}{2} \left(\frac{l + \pi f d_m}{\pi d_m - fl} \right) \quad (3.23)$$

donde T_R representa el par de torsión requerido para superar la fricción en la rosca y elevar la carga; y, el par de torsión necesario para bajar la carga y superar los efectos de la fricción, es:

$$T_L = \frac{F d_m}{2} \left(\frac{\pi f d_m - l}{\pi d_m + fl} \right) \quad (3.24)$$

Puede resultar, en casos específicos donde el avance sea grande o la fricción baja, que la carga baje por sí misma, lo que provoca que el tornillo gire sin ningún esfuerzo externo. En esos casos, el par torsión T_L , será negativo o igual a cero. Cuando se obtiene un par de torsión positivo mediante esta ecuación, se dice que el tornillo es auto-bloqueante, Así la condición para el auto-bloqueo es:

$$\pi f d_m > 1 \quad (3.25)$$

Con el propósito de establecer las mejores condiciones de operación para la transmisión de movimiento, asociado al motor de corriente directa empleado, se han definido los parámetros del tornillo de potencia a continuación:

Tabla 3.5: Parámetros del tornillo de potencia.

D	0.31in	Diámetro
N	14	Número de hilos
p	0.071in	Paso
H	0.046in	Profundidad de filete
f	0.0261in	Ancho de cresta
C	0.021in	Ancho de fondo
s	0.045in	Distancias entre flacos

Basado en estos parámetros, y considerando al motor de corriente directa seleccionado como elemento final de control, se establece el acoplamiento mecánico a partir de sus modelos matemáticos.

3.2.2.3. Acoplamiento del actuador y el tornillo de potencia

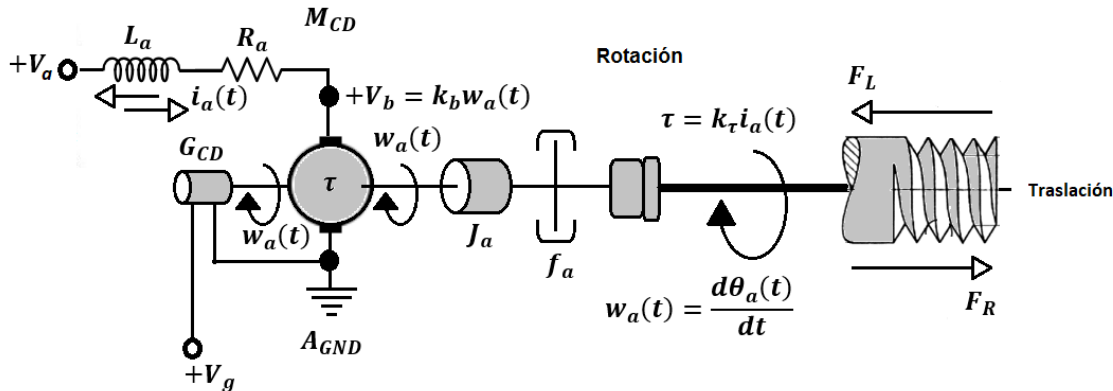


Figura 3.18: Acoplamiento motor de cd - tornillo de potencia.

La Figura 3.18, representa el acomplamiento mecánico del motor de corriente directa y el tornillo de potencia; basado en el modelo matemático del motor de corriente directa seleccionado, y particularmente considerando a la Ecuación 3.11 relativa al par, se establece el acomplamiento basado en el modelo del tornillo de potencia; considerando el desplazamiento traslacional en una y otra dirección (Ecuaciones 3.23 y 3.24), se establece la siguiente ecuación compuesta de par; requerida en el control de movimiento:

$$\tau = k_T i_a = \begin{cases} J_a \frac{d\omega_a}{dt} + f_a \omega_a + \frac{F d_m}{2} \left(\frac{l + \pi f d_m}{\pi d_m - f l} \right); & L \rightarrow R \\ J_a \frac{d\omega_a}{dt} + f_a \omega_a + \frac{F d_m}{2} \left(\frac{\pi f d_m - l}{\pi d_m + f l} \right); & R \rightarrow L \end{cases} \quad (3.26)$$

El voltaje de armadura V_a aplicado, debe considerar las condiciones de carga asociada a la flecha, particularmente la relativa al tornillo de potencia. Si la consigna de velocidad es definida a partir de la replicación del ciclo respiratorio con cierta frecuencia, tal y como fue modelado en la Ecuación 2.5, es requerida una ley de control que permita garantizar el seguimiento de la trayectoria correspondiente. Por lo que a partir de la Ecuación 3.10, se tiene:

$$R_a i_a + L_a \frac{di_a}{dt} + k_b \omega_a = u(t) \quad (3.27)$$

3.2.3. Control de velocidad: regulación y seguimiento

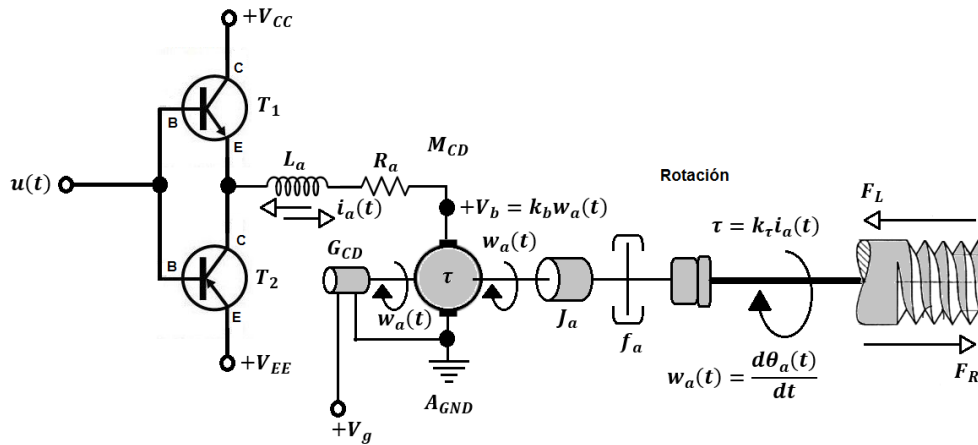


Figura 3.19: Aplicación de la señal de control a partir de una interfaz electrónica de potencia.

La señal de control $u(t)$, es aplicada al devanado de armadura a partir de una interfaz electrónica de potencia a base de transistores de potencia (configuraciones NPN y PNP). Con ello es posible acondicionar la señal para garantizar la regulación de velocidad y el cambio en el sentido de giro, requeridos para el seguimiento de la trayectoria definida en la Ecuación 2.5. Dado que el sistema electromecánico propuesto, es correspondiente a un motor de corriente directa con devanado de campo de magnetismo fijo y una transmisión mecánica tipo rosca-tornillo sin fin (como tornillo de potencia). El elemento de carga mecánica asociada al respirador artificial es modelado como un sistema visco-elástico-inercial de orden 2; lo que establece el requerimiento de un equilibrio instantáneo en la relación par-velocidad angular $\tau vs \omega \left(\frac{d\theta}{dt} \right)$ respectivamente. Para ello, se propone un control de velocidad tipo proporcional-integral (PI - Ecuación 3.30) [11][51], dada la naturaleza de la retroalimentación de velocidad acoplada mecánicamente al motor (tacogenerador o generador taquimétrico GT_{CD}) descrita en una sección previa, pero también a la necesidad de estabilizar al respirador artificial a una señal asociada a la frecuencia respiratoria.

$$u(t) = k_P \Delta\omega + k_I \int \Delta\omega dt \quad (3.28)$$

La acción de control proporcional $u_P(t)$, corresponde a la retroalimentación amplificada del error de velocidad $u_P(t) = k_P \Delta\omega = k_P (\omega_d - \omega)$; en donde k_P corresponde a la ganancia de control proporcional, $\Delta\omega$ al error de regulación o seguimiento de velocidad angular, ω_d la velocidad angular deseada o de consigna (constante o variante en el tiempo $\omega_d(t)$) y $\omega = \omega(t)$ la velocidad angular instantánea del motor en rad/s , información instrumentada en tiempo real con el tacogenerador GT_{CD} . La acción de control integral $u_I(t) = k_I \int \Delta\omega dt$, corresponde a la regulación de energía instantánea cuyo propósito es el de reducir la magnitud del error en estado estable $\Delta\omega_{ss}$, en donde k_I representa a la ganancia de control integral. La representación del control PI en tiempo continuo (como una ecuación algebraico-integral), es descrita en el esquema de la Figura 3.20. El control PI propuesto para la regulación de velocidad angular instantánea, busca establecer que $\Delta\omega \rightarrow 0$ conforme $t \rightarrow \infty$; es decir, $\omega \rightarrow \omega_d$ conforme $t \rightarrow \infty$ [11]. Es claro, que la acción derivativa de un control PID, establece anticipación y amortiguamiento, sin embargo, representaría la estimación imprecisa y acompañada de altas frecuencias de ruido de la aceleración angular $a = \frac{d\omega}{dt}$. La señal de control es acondicionada a través de una interfaz electrónica de potencia para ser aplicada al elemento final de control, constituido del motor de corriente directa (M_{CD}) y la transmisión mecánica de potencia (TMP). La carga mecánica, representada por el pulmón artificial, es modelada por un sistema visco-elástico-inercial, y cuyo propósito final es la regulación instantánea de velocidad de deformación \dot{x}_R (emulación de la frecuencia respiratoria: espiración e inspiración); dicha deformación es definida a través de la fuerza F aplicada a la salida de TMP. Los coeficientes del

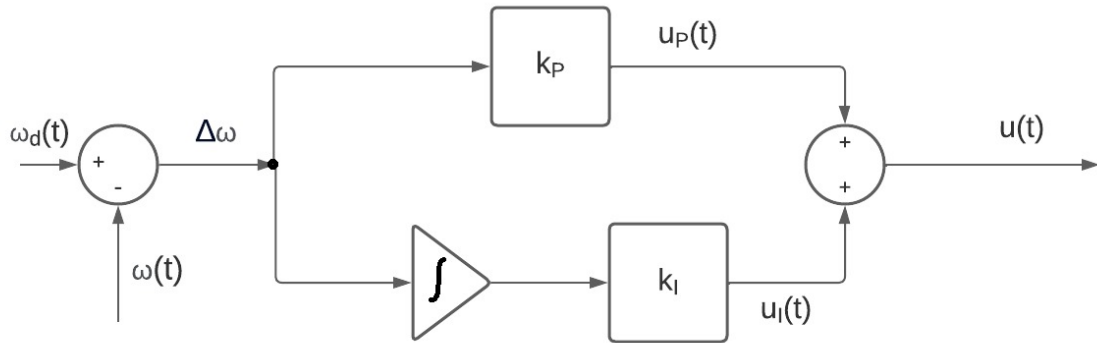


Figura 3.20: Esquema del control PI para regulación de velocidad alusiva a la ecuación 3.30.

modelo del pulmón artificial, son el inercial (m_R), la viscosidad (b_R) y la elasticidad (k_R). La retroalimentación de velocidad angular $\omega(t)$, que mapea en a la velocidad traslacional que implica la deformación \dot{x}_R , es percibida por el generador taquimétrico GT_{CD} modelado en una sección previa. Un diagrama esquemático que permite el control y observación de desempeño es el descrito en la Figura 3.21.

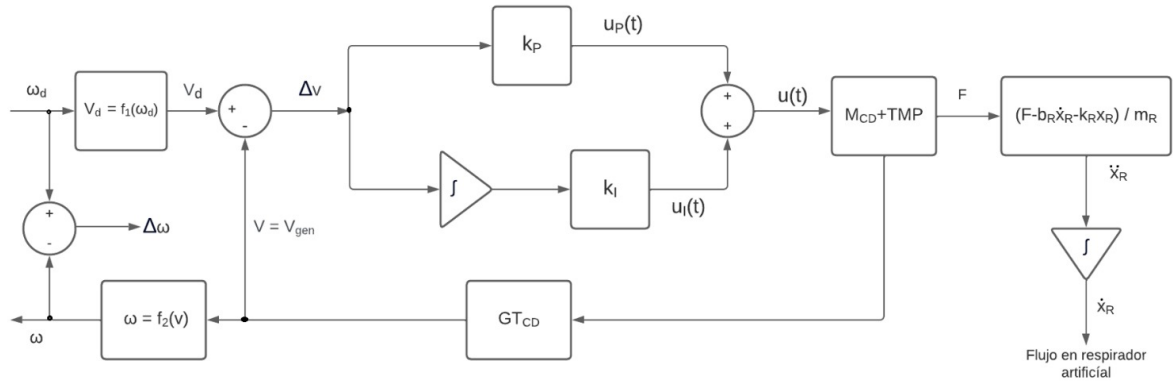


Figura 3.21: Diagrama de control para la replicación de la frecuencia respiratoria.

3.2.3.1. Control de velocidad: regulación y seguimiento

Las trayectorias de referencia (Figura 3.22), se basan en la señal sintética respiratoria de la Ecuación 2.5, misma que establece el flujo respiratorio (desplazamiento traslacional). La ecuación de desplazamiento, normalizada a las variables de control del sistema, es:

$$x_d(t) = x_7 t^7 + x_6 t^6 + x_5 t^5 + x_4 t^4 + x_3 t^3 + x_2 t^2 + x_1 t + x_0, \quad (3.29)$$

en donde: $x_7 = -0.000394, x_6 = 0.00848, x_5 = -0.07232, x_4 = 0.30639, x_3 = -0.65891, x_2 = 0.640316, x_1 = -0.19368$, y $x_0 = 0.011023$. La ecuación de velocidad, para seguimiento del ciclo respiratorio, es definida como:

$$xp_d(t) = \frac{dx(t)}{dt} = 7x_7t^6 + 6x_6t^5 + 5x_5t^4 + 4x_4t^3 + 3x_3t^2 + 2x_2t + x_1 \quad (3.30)$$

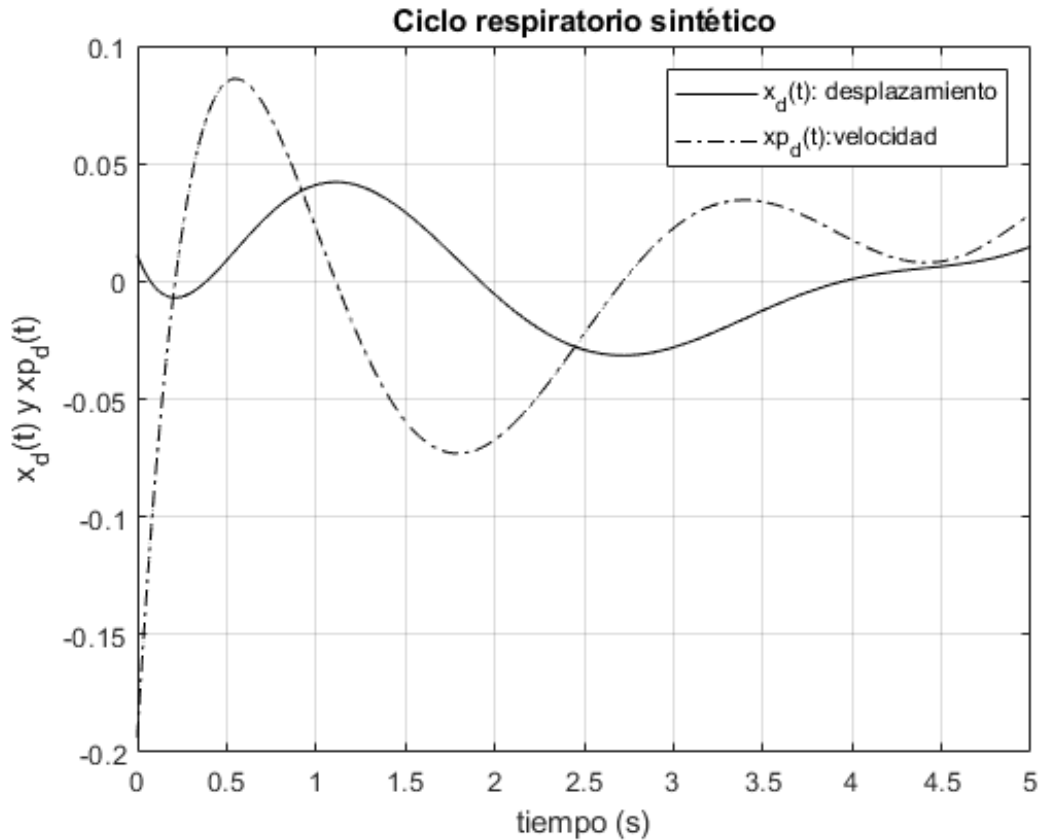


Figura 3.22: Señal sintética del ciclo respiratorio.

La relación que existe entre el voltaje generado por el generador taquimétrico, y la velocidad angular establecida en la Ecuación 3.9, permite definir el voltaje de referencia que debe aplicarse al control; tal que, para el caso de estudio, el voltaje deseado, asociado a la velocidad deseada, es $V_d(t) = 0.0681x_p(t) - 0.0257$, y la relación existente de voltaje generado y velocidad en tiempo real, es descrita por la expresión: $V_g(t) = 0.0681\omega_a(t) - 0.0257$. En donde $\Delta V = V_d(t) - V_g(t)$, corresponde a la señal de error, en términos del voltaje. La ecuación de control, con relación a la dinámica del error de voltaje, es descrita en la Ecuación 3.31. La respuesta de la señal de error

de velocidad traslacional es descrita en la Figura 3.26.

$$V_a(t) = u(t) = k_P \Delta V + k_I \int \Delta V dt \quad (3.31)$$

Basado en una sintonización, a partir de la frecuencia natural ω_n asociada al subsistema electromecánico del respirador artificial, se establecen las ganancias de control, siguientes: $k_P = \omega_n^2 = 6.25$, y $k_I = n\omega_n^3 = 7.8125$. La respuesta para el desplazamiento y velocidad traslacionales de lazo cerrado, son descritos en las Figuras 3.23 y 3.24. La intensidad de la corriente de armadura que demanda el respirador artificial en su conjunto es definida en la Figura 3.25

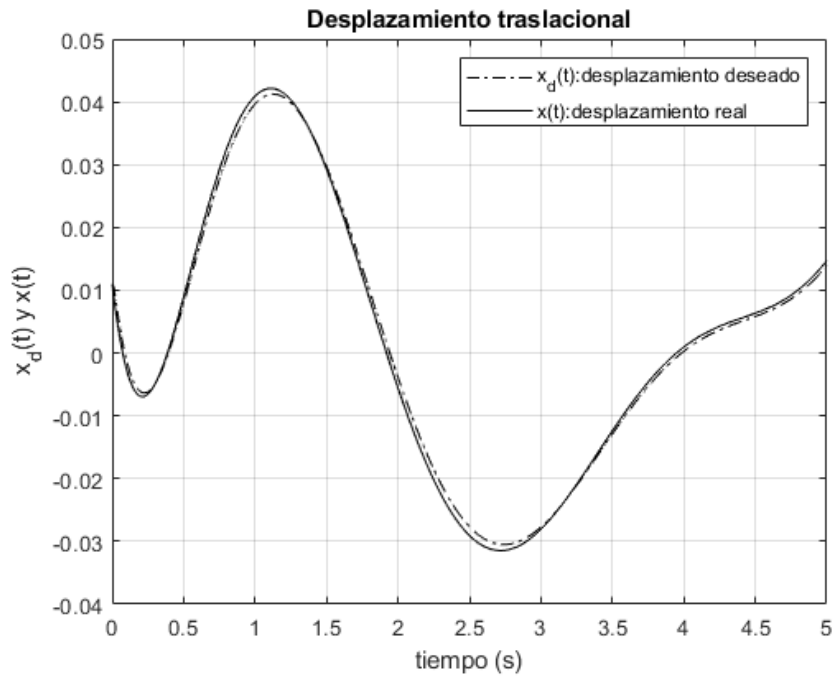


Figura 3.23: Seguimiento de la trayectoria de desplazamiento.

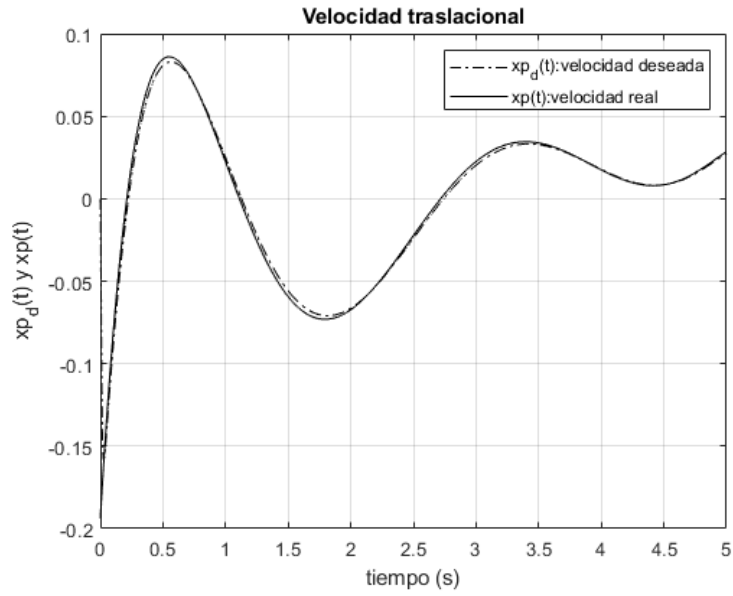


Figura 3.24: Seguimiento de la trayectoria de velocidad.

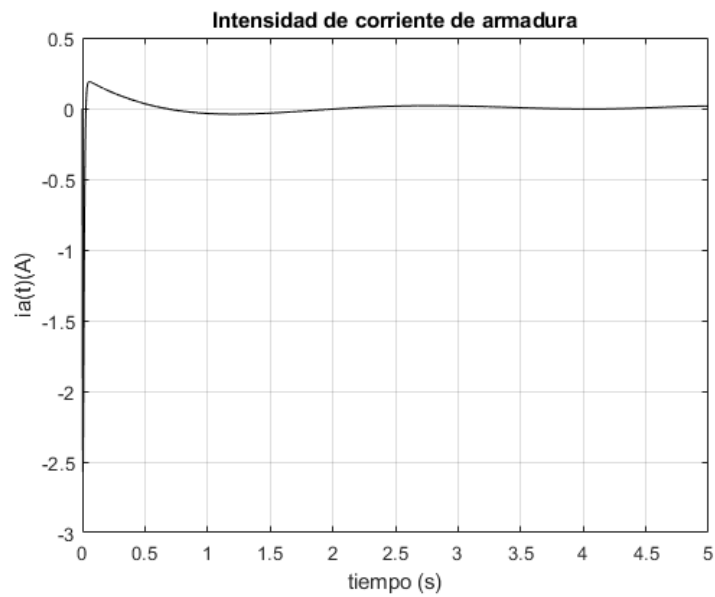


Figura 3.25: Intensidad de corriente de armadura.

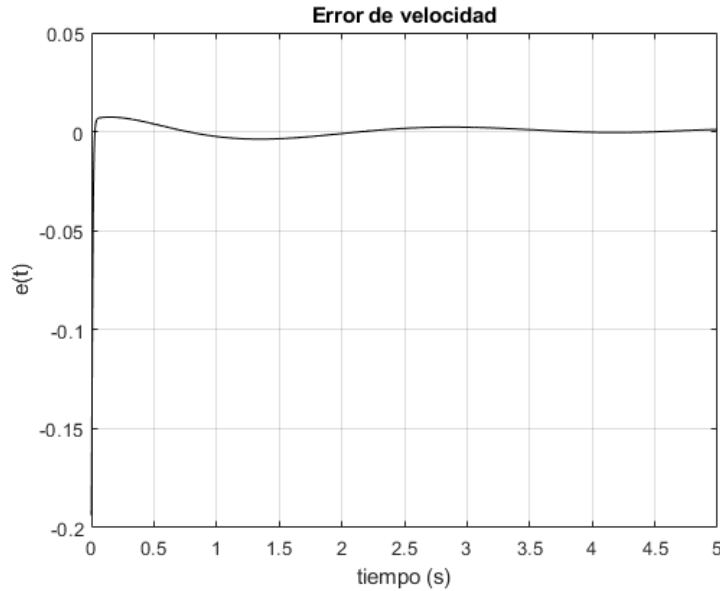


Figura 3.26: Error de velocidad

3.2.3.2. Descripción de la electromecánica integral del respirador artificial

En la Figura 3.27, se presenta el esquema integral del subsistema electromecánico. La interfaz electrónica de potencia, se integra a partir de un puente H, o bien de un esquema de dos transistores de potencia (T_1 : NPN y T_2 : PNP) con la base común. El colector de ambos transistores son alimentados con una fuente simétrica o bipolar, cuya magnitud es igual a la del voltaje nominal del motor ($+V_{CC}$ y $-V_{EE}$). El transistor T_1 , entra en conducción en la región activa cuando los valores instantáneos de la señal de control son positivos ($u(t) > 0 V$) de otro modo opera el transistor T_2 , es decir cuando $u(t) < 0 V$. De esta manera, acontece un cambio en el sentido de giro, dado el cambio de dirección de la intensidad de corriente de armadura $i_a(t)$ y con ello el signo del par motor $\tau = k_T i_a(t)$. Es decir:

- Si $u(t) > 0 V$, entonces $i_a(t) > 0 A$ y por lo tanto $\tau = k_T i_a(t) > 0 Nm$. Por lo tanto, se asume un sentido en pro de las manecillas del reloj para el giro del motor.
- Si $u(t) < 0 V$, entonces $i_a(t) < 0 A$ y por lo tanto $\tau = k_T i_a(t) < 0 Nm$. Por lo tanto, se asume un sentido opuesto al de las manecillas del reloj para el giro del motor.

El par motor τ , debe ser el suficiente en magnitud, no sólo para vencer la dinámica inercial ($\tau_J = j_a \frac{d\omega_a(t)}{dt}$) y de fricción viscosa ($\tau_F = f_a \omega_a(t)$) asociados al motor, también del par de carga relativo al tornillo de potencia, al efector final y al pulmón

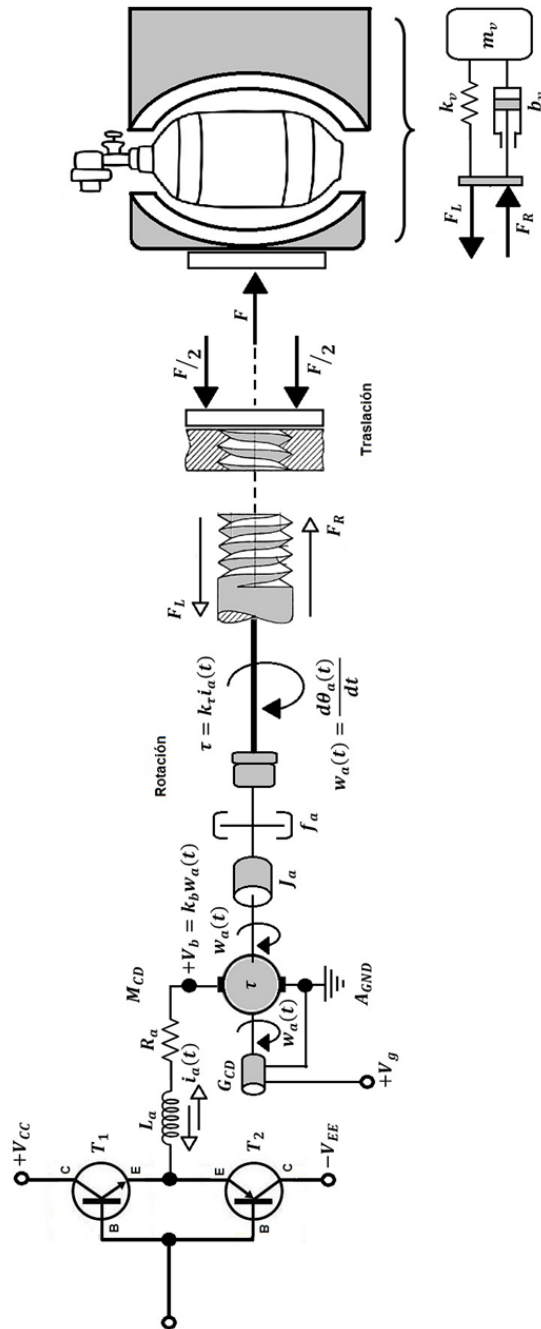


Figura 3.27: Subsistema electromecánico con percepción taquimétrica del modelo propuesto

artificial (modelado a partir del sistema visco-elástico inercial). La dinámica del par de carga, considera un diseño especial descrito previamente, y que motiva al diseño basado en modelado 3D.

3.3. Diseño 3D del respirador artificial

El diseño asistido por computadora (CAD, por sus siglas en inglés) se utiliza a lo largo de todo proceso de ingeniería y manufactura, desde el diseño del producto conceptual y la estructura, pasando por el análisis de ensambles hasta la definición del método de fabricación. El CAD permite a los ingenieros probar de forma interactiva las variantes de diseño con el número mínimo de prototipos físicos. En este trabajo de investigación y desarrollo tecnológico, mediante Solidworks®, se realizó el diseño estructural del pulmón artificial, teniendo en cuenta consideraciones mecánicas al momento de hacer la simulación y análisis, con el propósito de verificar el funcionamiento óptimo.

3.3.1. Diseño 3D del prototipo cero del respirador artificial

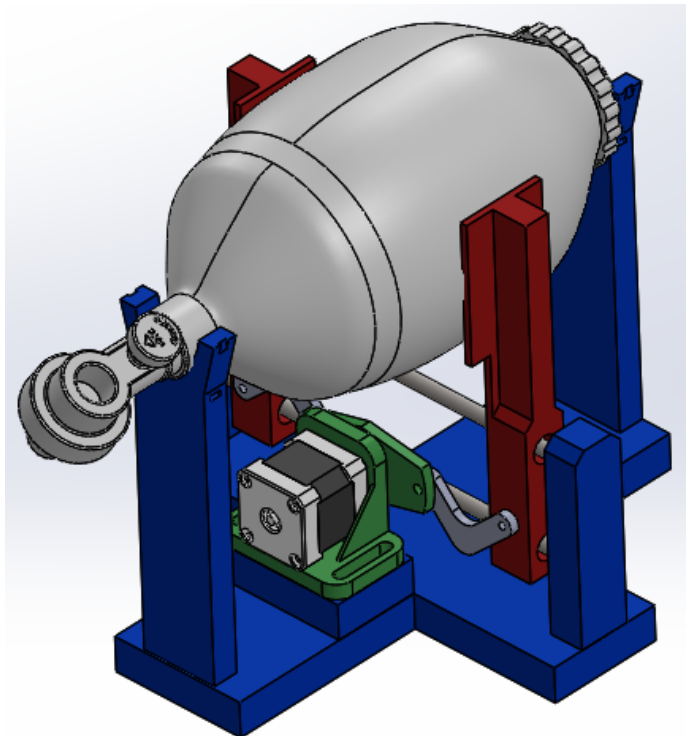


Figura 3.28: Vista en perspectiva del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.

El diseño 3D del prototipo cero (Figura 3.28), se realizó en primera instancia, teniendo en cuenta consideraciones mecánicas asociadas a especificaciones técnicas del actuador y del modelo matemático de la transmisión mecánica, efector final y pulmón artificial. Para ello, se realizó una simulación y análisis de elemento finito para así verificar el funcionamiento y esfuerzos de este prototipo. Una descripción explosionada de los elementos mecánicos del respirador artificial (prototipo cero), es descrita en la Figura 3.29. El efector final, es una pinza articulada que opera bajo el control en sentido de giro de un motor de pasos de reluctancia variable en transmisión articulada para amplificar el par motor. Sin embargo, los esfuerzos torsionales y cortantes simples se hacen presentes en la operación simulada. Para ello, un análisis de resistencia estática es desarrollado, para verificar el desempeño de esta primer propuesta.

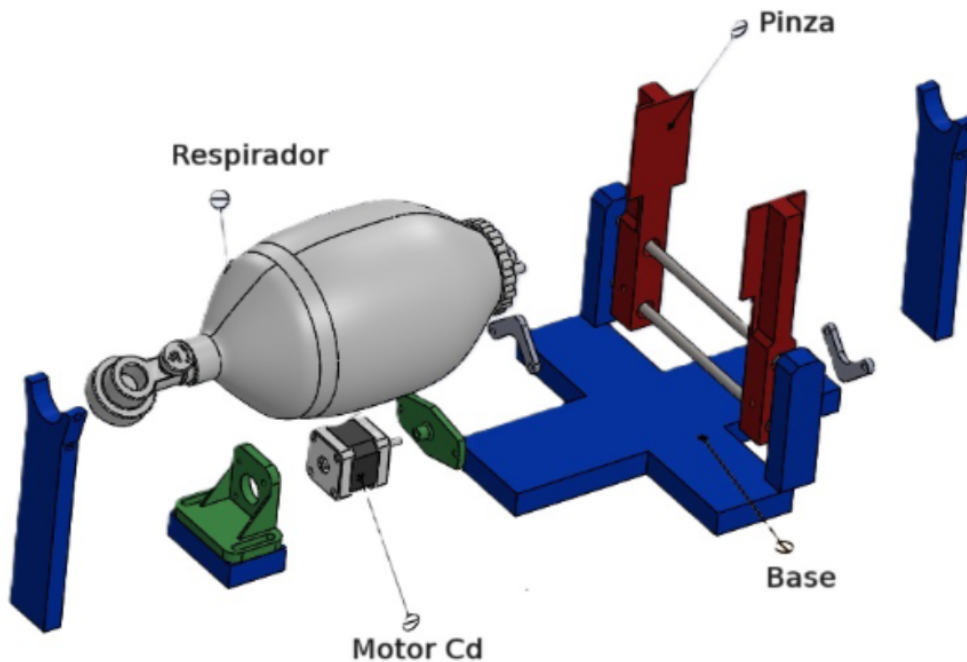


Figura 3.29: Vista explosionada del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.

3.3.1.1. Análisis estático

Un análisis estático tiene como objetivo principal, el análisis resistencia estática de la estructura; concierne a la evaluación del estado de estrés a la que una estructura o armadura es sometida a partir de la aplicación de fuerzas constantes en el tiempo. Para ello, se aplicó una fuerza en las caras del efector final, buscando replicar las fuerzas que se pueden generar en un escenario real (Figura 3.30).

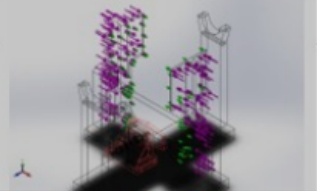
Cargas y sujeciones				
Nombre de sujeción	Imagen de sujeción	Detalles de sujeción		
Rodillo/Control deslizante-1		Entidades: 2 cara(s) Tipo: Rodillo/Control deslizante		
Fuerzas resultantes				
Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza de reacción(N)	-1	6.9804e-14	-3.1266e-14	1
Momento de reacción(N.m)	0	0	0	1e-33

Figura 3.30: Carga y sujeciones

El modelo de malla consta de vértices, aristas y caras que utilizan una representación poligonal, incluidos triángulos y cuadriláteros, para definir una forma 3D. Información característica relativa a la malla, es descrita en la Tabla 3.6.

Tabla 3.6: Información de malla

Datos	Descripción
Tipo de malla	Malla mixta
Mallador utilizado	Malla estándar
Transición automática	Desactivar
Incluir bucles automáticos de malla	Desactivar
Puntos jacobianos para malla de alta calidad	16 puntos
Verificación jacobiana para el vaciado	Activar
Tamaño de elementos	11.5721mm
Tolerancia	0.5786mm
Calidad de malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Mallar de nuevo las piezas fallidas	Desactivar
Número total de nodos	34548
Número total de elementos	18375
Tiempo para completar la malla	00 : 00 : 19

En la Figura 3.31, se muestra la deformación unitaria en cada la cara del efector final, verificando la distribución del campo de fuerzas que establecen esa condición.

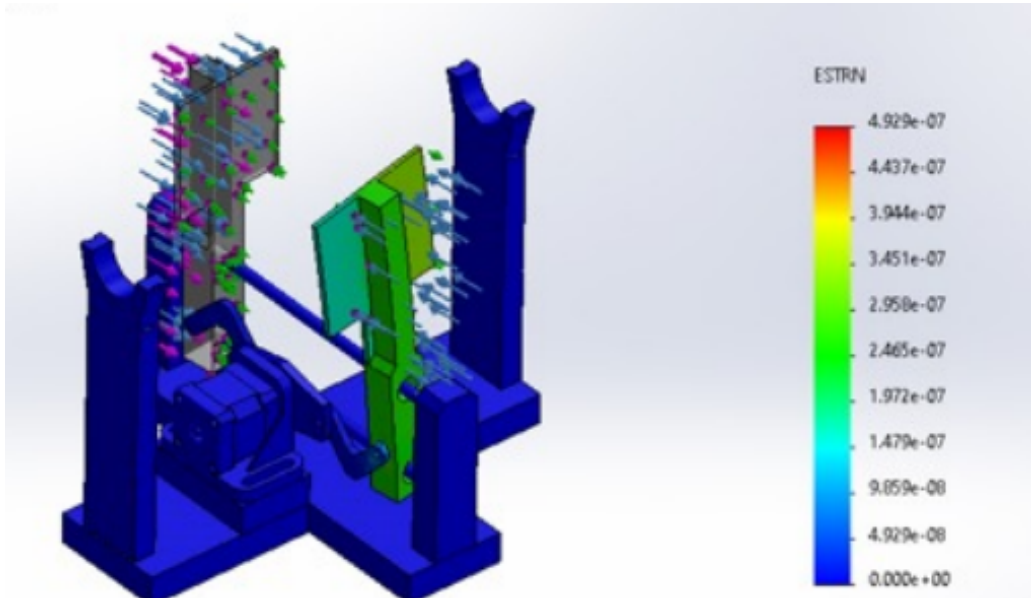


Figura 3.31: Deformación unitaria

3.3.2. Diseño 3D del prototipo uno del respirador artificial

El diseño 3D del prototipo uno del respirador artificial, es el diseño empleado en este trabajo de tesis. En la Figura 3.32 se muestra una vista en perspectiva del sistema mecánico del respirador artificial.

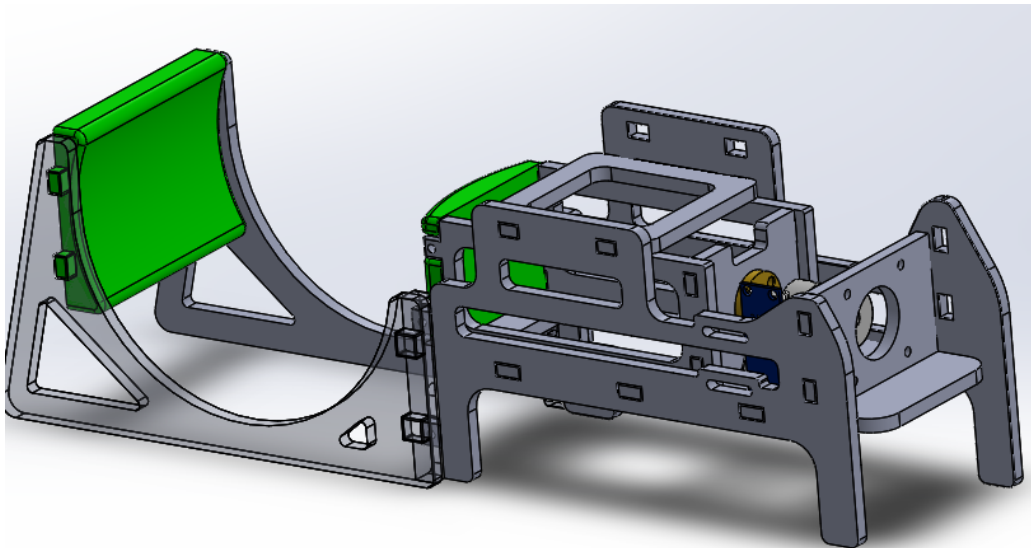


Figura 3.32: Vista en perspectiva del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.

En la Figura 3.33, se muestra el sistema mecánico, la articulación prismática que establece la condición de movimiento traslacional, entre el actuador y la rosca, en enlace con el tornillo de potencia. En la Figura 3.34 se aprecia una explosión de componentes del diseño 3D.

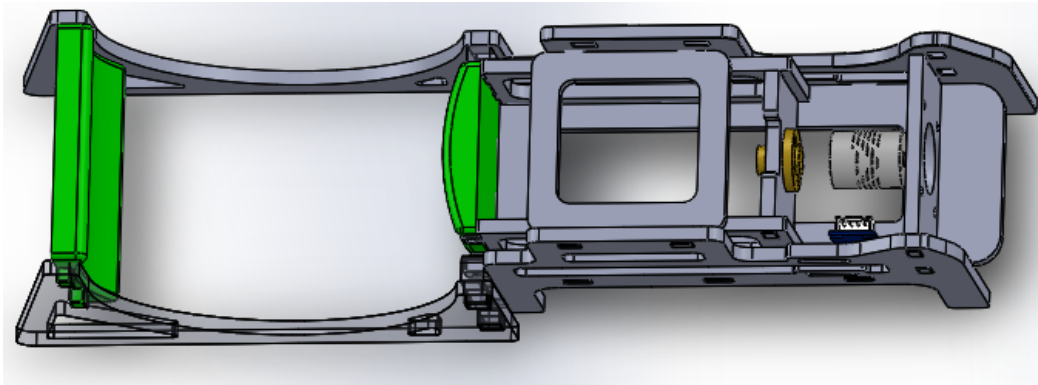


Figura 3.33: Vista superior del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.

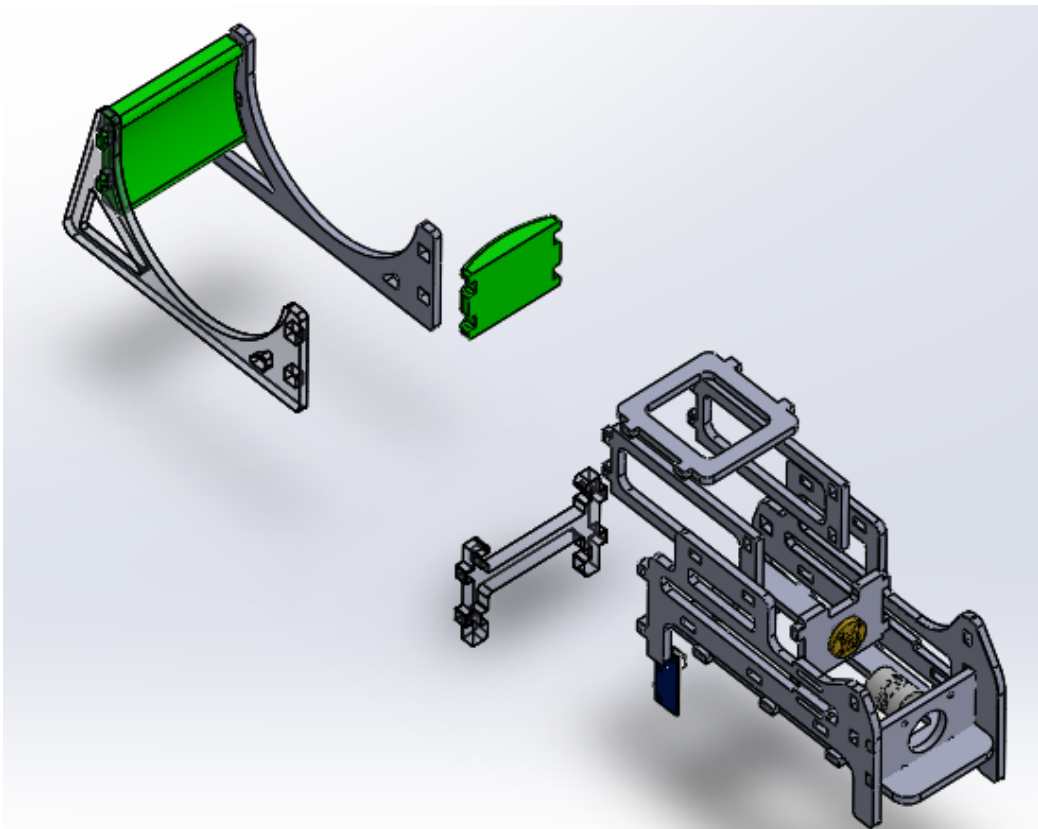


Figura 3.34: Vista explosionada del sistema mecánico en 3D del respirador artificial.

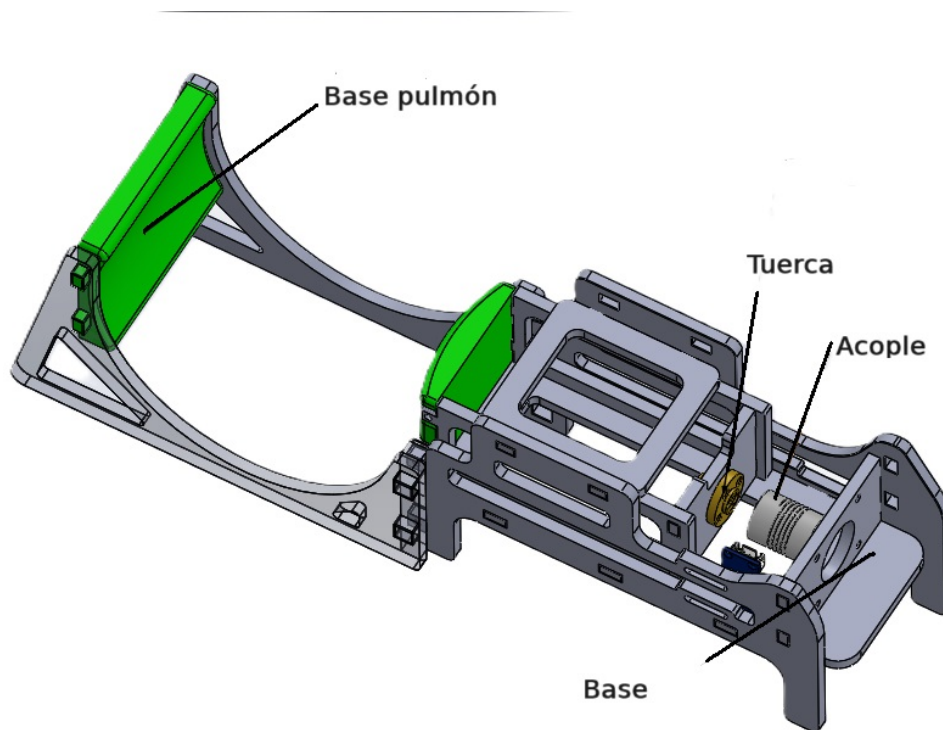


Figura 3.35: Sistema mecánico en 3D del respirador artificial.

3.4. Diseño y construcción de la interfaz electrónica de potencia

La interfaz electrónica de potencia, que emplea una sola fuente de voltaje de alimentación es el puente H de transistores de potencia NPN. Se emplean 4 transistores TIP41C (Q_1 , Q_2 , Q_3 y Q_4), de acuerdo a la Figura B.14. 4 optoaisladores 4n28 son empleados como medida de protección de la etapa de baja señal y de control, con la etapa de potencia. Los fototransistores de los dispositivos optoelectrónicos son conectados en arreglo Darlington con los transistores de potencias, tal que cuando un fototransistor es puesto en conducción, establece el estado de conducción en región activa al transistor de potencia correspondiente. El estado de conducción de cada fototransistor, es condicionado al umbral de cada led infrarojo; para ello, las señales de control PWM (modulación por ancho de pulso), son enviadas de acuerdo a los valores instantáneos de la referencia del ciclo respiratorio, particularmente por la magnitud y el signo. Esta condición define el sentido de giro del motor de corriente directa (Figuras 3.37 y 3.38).

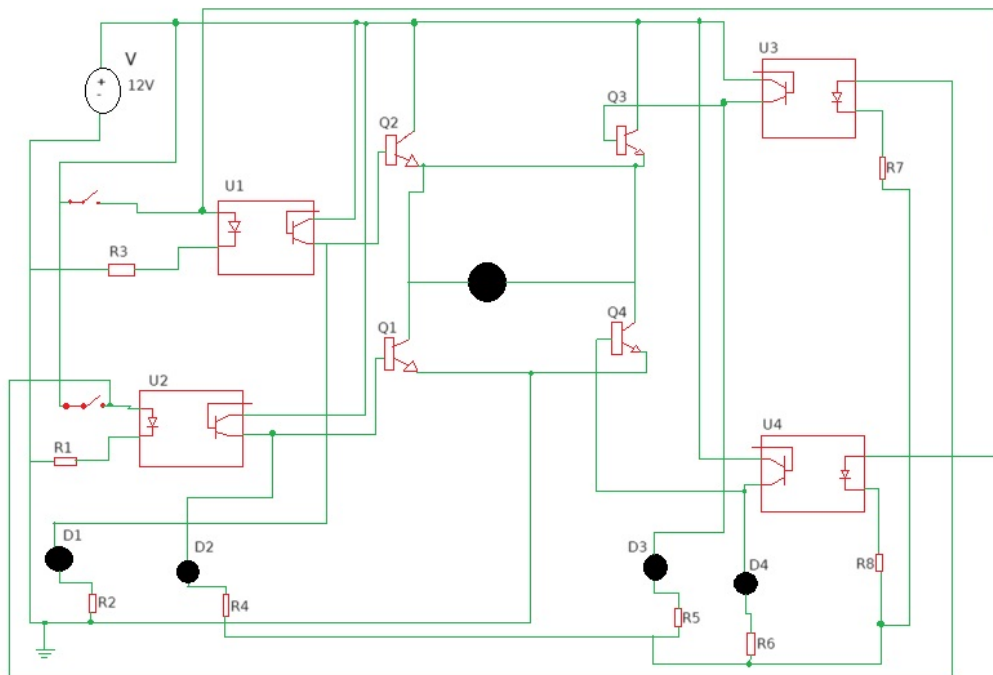


Figura 3.36: Diagrama esquemático de circuito electrónico

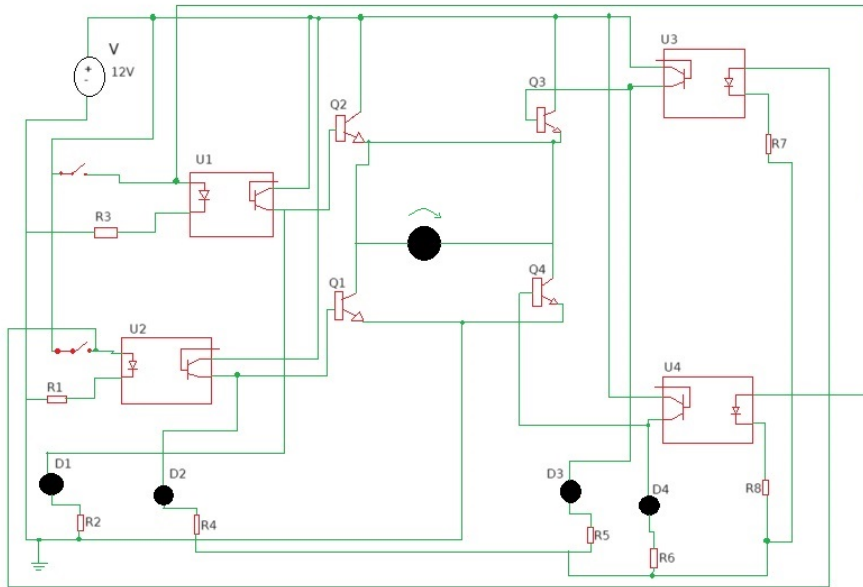


Figura 3.37: Diagrama de conexión de la configuración del motor para el giro a la derecha

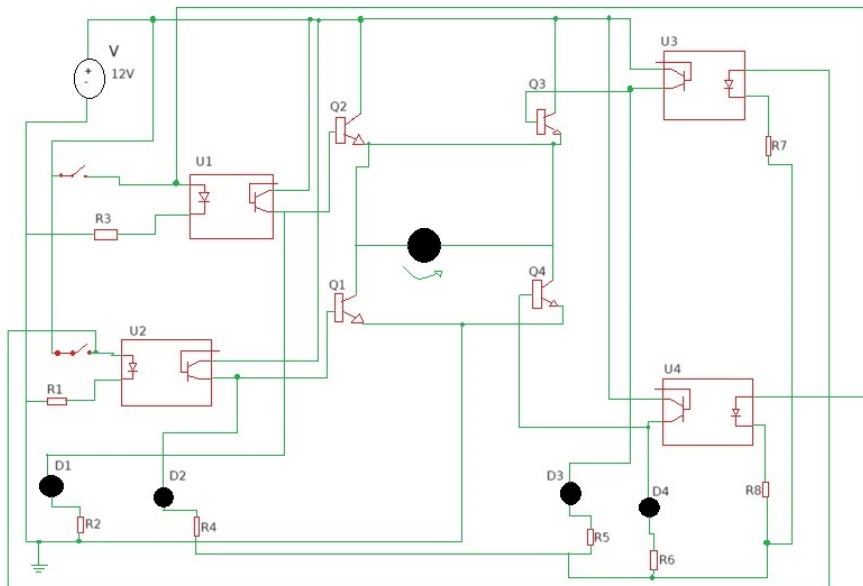


Figura 3.38: Diagrama de conexión de la configuración del motor para el giro a la izquierda

Las Figuras 3.39 y 3.40, son los diseños de la tarjeta PCB de la interfaz electrónica de potencia con optoaisladores.

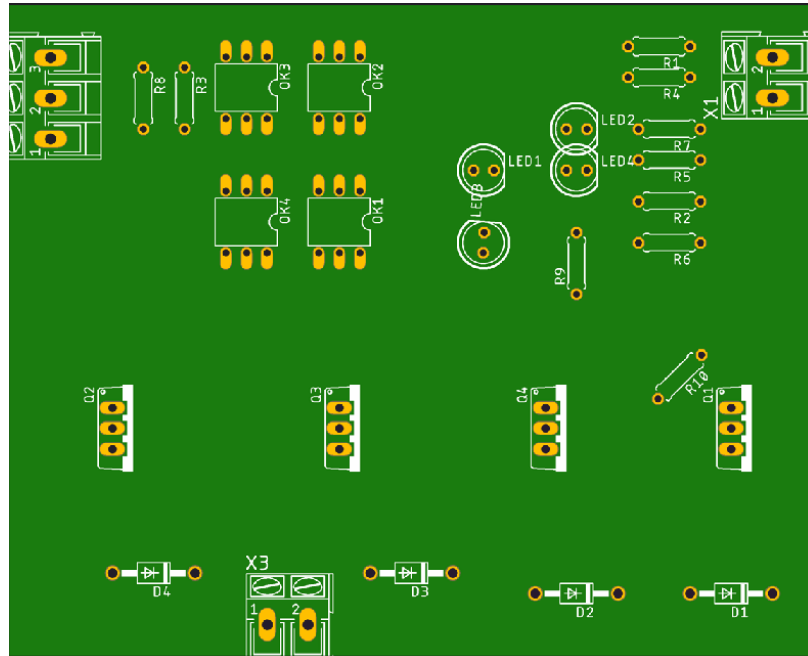


Figura 3.39: Vista superior del diagrama de la tarjeta PCB (vista 1)

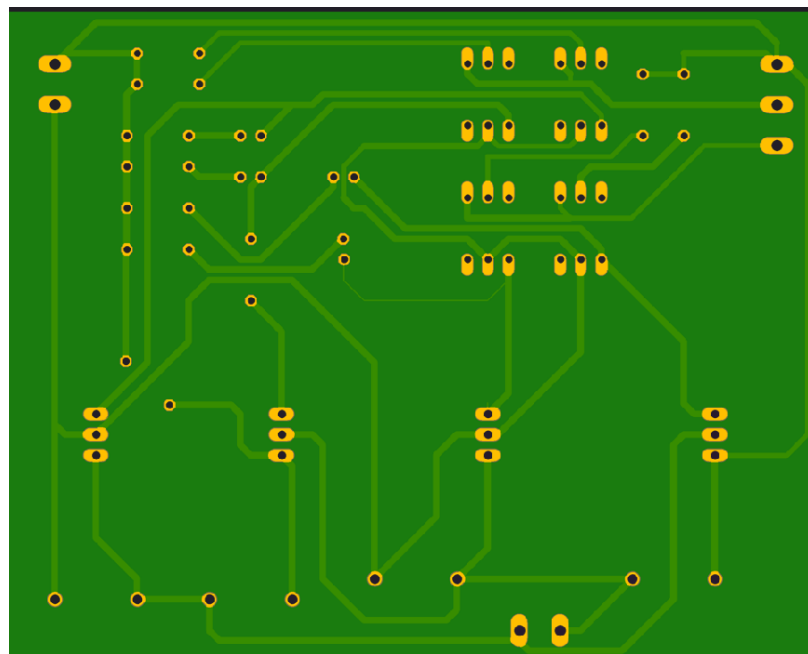


Figura 3.40: Vista superior del diagrama de la tarjeta PCB (vista 2)

Las Figuras 3.41 y 3.42, corresponden al esquema de la interfaz electrónica de potencia, y las pistas del circuito electrónico diseñado para su montaje.

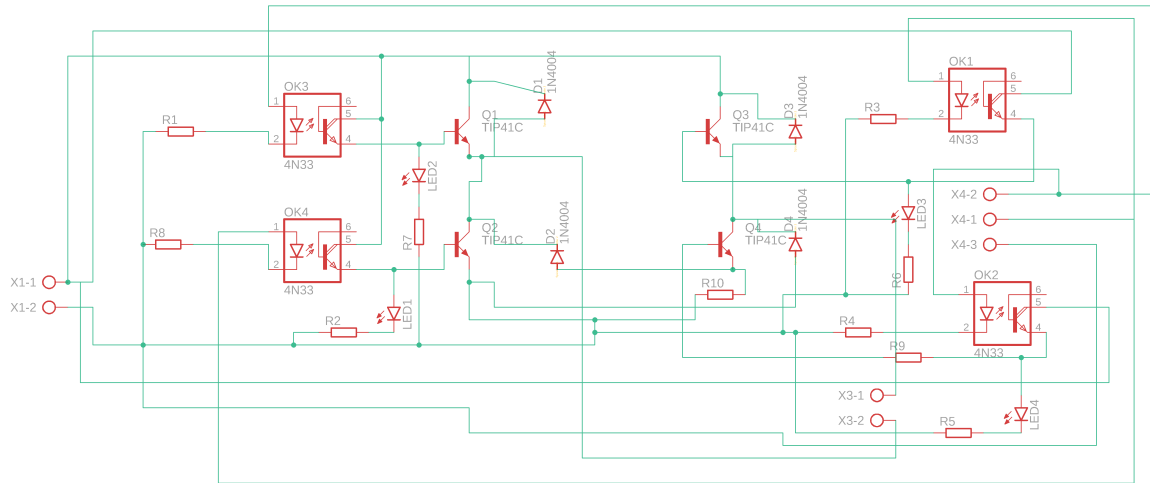


Figura 3.41: Diagrama esquemático de conexiones del puente H

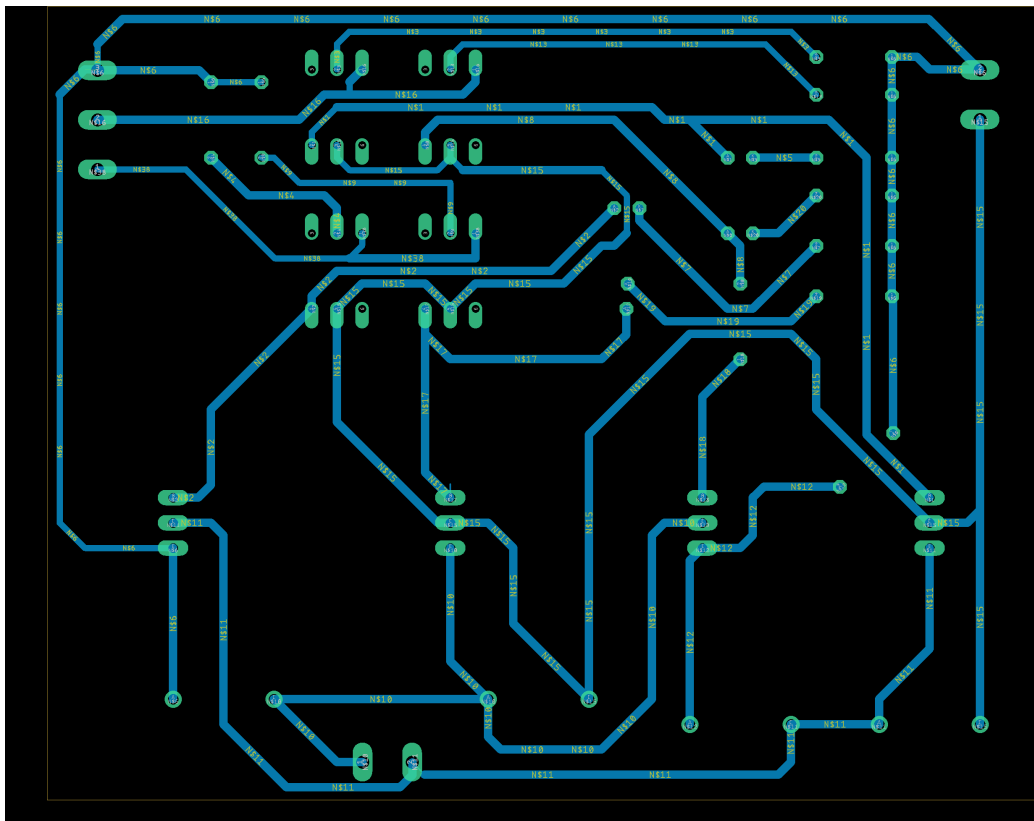


Figura 3.42: Pistas del circuito electrónico (Puente H)

3.5. Conclusiones

Este capítulo, estuvo integrado por el diseño y construcción de los elementos más relevantes que constituyen al subsistema electromecánico, así como el diseño y validación en simulación digital, de la ley de control PI para la regulación de posición y velocidad del actuador para seguimiento de la consigna del ciclo de respiración normal. El modelado matemático del tacogenerador y del motor de corriente directa, así como del tornillo de potencia, del efector final y del pulmón artificial, permiten establecer las condiciones idóneas de control y la selección de los componentes de la interfaz electrónica de potencia. El modelado 3D en Solidworks, y el análisis estático de fuerza permiten verificar que el desempeño de una articulación prismática es más eficiente que una articulación de revolución con efector final tipo pinza.

Capítulo 4

Conclusiones y trabajos futuros

4.1. Conclusiones

En este trabajo de investigación y desarrollo, derivado del ciclo respiratorio humano y datos paramétricos significativos, se buscó consolidar la electromecánica de un sistema de respiración artificial, y una propuesta de control que replique la referencia del ciclo respiratorio basado en un modelo dependiente de la frecuencia e intensidad, tanto en personas sin ninguna anomalía como personas con alguna enfermedad (EPOC, Asma, Bronquitis, Enfisema, Neumonía, etc.), se muestran las diferentes tipos de enfermedades respiratorias que pueden ser originadas genéticamente, o bien por malos hábitos, esto hace que el ciclo respiratorio sea diferente de cada persona dependiendo la enfermedad que padezca. Los fundamentos de la respiración humana, permiten establecer patrones y establecer comparativos con desempeños anormales, lo que permite recrear el entrenamiento con un respirador controlado a partir de una consigna sintética del patrón normal asociado al ciclo respiratorio. La respiración artificial, clasificada en categoría invasiva y no invasiva, es definida de acuerdo al tipo de anomalía respiratoria que el usuario-paciente padece; la selección de una ventilación mecánica del tipo invasiva, requiere no sólo especial cuidado en la intervención, también la sincronización manual respecto a signos vitales y condición de respiración del paciente. Un sistema autónomo permite no sólo reducir significativamente la condición de asincronía, también la frecuencia y amplitud de la dosificación de oxígeno y sustracción oportuna del dióxido de carbono. La caracterización de las señales de respiración humana, en amplitud, frecuencia y factor de forma permite establecer un diagnóstico, y con ello un pronóstico de anomalías del paciente. El sonido emanado de un estetoscopio digital, para diferentes condiciones de salud, representa un recurso adicional y útil para el análisis y diagnóstico oportuno. Esto permite establecer una línea de investigación referente al diagnóstico basado en métodos de aprendizaje automático, y con ello clarificar el tipo de anomalía en cada respiración enferma. La

generación de señales respiratorias sintéticas, modificando el factor de forma para cada caso de estudio clínico anómalo, puede fortalecer en estudio de métodos inteligentes de diagnóstico, y validar experimentalmente un respirador artificial como el propuesto en este trabajo de tesis. La percepción propioceptiva, la transmisión y conversión de movimiento, la regulación de par/fuerza, la estabilidad del banco del respirador y la validación de una ley de control para regulación del ciclo respiratorio a partir de una consigna sintética, son aspectos que se abordaron de manera conveniente en el capítulo 3. El subsistema de percepción representa la medición de la velocidad angular que efectúa el motor en lazo cerrado con el control PI. Así mismo, es constituida por un tacogenerador (generador de corriente directa o dínamo). Se propone un motor de corriente directa con devanado de campo fijo como fuente de par y velocidad angular (Yaskawa Electric Minertia UGTMEM-06LB47S). La caracterización del tacogenerador, fue caracterizado experimentalmente con 20 lecturas correspondientes a velocidad angular y de voltaje generado para así verificar la geometría y tendencia de cada par ordenado ($w - V_g$). Esta relación, permite definir un modelo lineal a partir de un método numérico de regresión lineal por mínimos cuadrados. Se propusieron dos modelos 3D y se realizó, para cada caso, un estudio analítico de esfuerzo y deformación de acuerdo al tipo de transmisión de movimiento (rotación y traslación). Para ello, un análisis estático muestra que para determinada fuerza aplicada en el efector final, acontece una deformación derivada del tipo de transmisión de movimiento, siendo la transmisión mecánica de tipo prismática la idónea, por esfuerzo y bajo consumo de energía. .

4.2. Trabajos futuros

Sin duda alguna, diseñar y construir un prototipo de respirador artificial, representa un reto de ingeniería notable, y un análisis profundo de desempeño. La continuidad de este trabajo de investigación y desarrollo tecnológico, es descrito como el trabajo futuro y que a continuación se establece de manera puntual:

- Integración del prototipo propuesto y su validación experimental.
- Diseño de estrategias de control adaptable en amplitud y frecuencia respiratoria a partir de las condiciones respiratorias del usuario-paciente.
- Fortalecer el subsistema de decisión.
- Selección, caracterización y modelado de sensores de grado médico (bio-instrumentación) y de corte industrial (variables electromecánicas).

- Generar una base de datos de señales respiratorias sintéticas para el procesamiento, análisis y evaluación de métodos de diagnóstico basado en aprendizaje automático. anormal.
- Escribir un artículo de divulgación.
- Escribir un artículo de congreso internacional.

Apéndice A

Glosario

Actuador: dispositivo capaz de convertir energía eléctrica, hidráulica u otro tipo de energía en movimiento [13].

Alvéolos: son pequeños sacos de aire y la parte de los pulmones donde se realiza el intercambio de oxígeno [8].

Bio-instrumentación: se encarga de emplear elementos propios de la electrónica y la instrumentación para el diseño e implementación de sistemas con el fin de medir variables fisiológicas o biológicas en relación con el cuerpo humano [73].

Control de velocidad: es un dispositivo o artefacto encargado de manejar y dirigir en los motores su velocidad y torsión por medio de controlar la frecuencia y el voltaje de entrada [51].

Control PI: es descrito por la función de transferencia $K(s) = k_p + \frac{k_i}{s} = \frac{k_p(s+k_i/k_p)}{s}$ agrega así un polo en el origen (un integrador) y un cero finito al bucle de retroalimentación. La presencia del integrador en el bucle obliga al error a una entrada constante para ir a cero en estado estacionario; por lo tanto, el controlador PI se usa comúnmente en el diseño de servomecanismos [51].

Enfisema pulmonar: causa dificultad para respirar. Las personas que padecen enfisema tienen dañados los sacos de aire de los pulmones (alvéolos)[8].

Estabilidad: es la capacidad que tienen los elementos de las estructuras de aguantar las acciones sin volcar o caer. Las estructuras que, al aplicar una pequeña carga o por sí solas, pierden el equilibrio se dice que son inestables. La estabilidad dependerá de la forma de la estructura, de los apoyos y de la distribución de los pesos [68].

Estátor: sirve de soporte mecánico al aparato y sujeta los polos de la máquina, que pueden ser devanados de hilo de cobre sobre un núcleo de hierro o imanes permanentes [13].

Estetoscopio: es un aparato acústico usado en medicina, enfermería, kinesiología, fono audiología y veterinaria, se utiliza para realizar la auscultación un procedimiento clínico que consiste en escuchar los sonidos internos de la caja torácica y abdomen en humano [89].

Fricción: es la fuerza que existe entre dos superficies en contacto, que se opone al movimiento relativo entre ambas superficies [15].

Interfaz electrónica de potencia: son circuitos de acoplamiento utilizados para la activación de actuadores eléctricos que demandan altas cantidades corrientes [75].

Motor CD: es una máquina que convierte la energía eléctrica en energía mecánica mediante la acción del campo magnético generado por su bobina [13].

Puente H: es un circuito sencillo que permite controlar el sentido de giro de un motor de corriente continua [88].

Pulmón artificial: es un dispositivo protésico que oxigena la sangre y elimina el dióxido de carbono de la sangre [23].

Respiración humana: la respiración comprende de dos fases. La primera es la fase de inspiración. La inspiración permite que el aire fluya hacia los pulmones. La segunda fase es la de expiración [29].

Rotor: es un instrumento con figura cilíndrica, que posee un devanado y un núcleo, que son alimentados con corriente directa por medio del colector formado por delgas. Las delgas se fabrican de cobre y están en contacto con las escobillas [13].

Tacogenerador: son aparatos con una tensión de salida proporcional al número de revoluciones. Generan la tensión de salida de forma generativa, por lo que no requieren ninguna energía eléctrica auxiliar y combinan una alta dinámica de la señal [83].

Tarjeta PCB: son una superficie que se compone de pistas, huecos y vías que están hechas de un material conductor laminado sobre una base no conductora [51].

Ventilador mecánico o respirador artificial: es una máquina con una turbina interna que genera un flujo de aire a presión introducido en la vía aérea mediante un tubo y una mascarilla [22].

Ventilación o respiración asistida: el paciente inicia el ciclo ventilatorio a través de un esfuerzo inspiratorio al inicio de la fase de inspiración, lo cual dispara al ventilador por los mecanismos de presión o de flujo, existiendo interacción activa entre el paciente y el ventilador [22].

Ventilación o respiración asistida/controlada: se combinan las características de la ventilación controlada y la asistida. El paciente puede iniciar una respiración ciclada por volumen o por presión a una frecuencia mayor que la programada por el ventilador, pero en caso de apnea o enlentecimiento de la frecuencia respiratoria propia del paciente, el ventilador puede asumir el control de la ventilación por un mecanismo de tiempo programado [22].

Ventilación o respiración controlada: el ventilador realiza todo el trabajo necesario para mantener un adecuado flujo, constituyendo un modo de apoyo ventilatorio total. Se fijan los parámetros en el panel frontal del ventilador [22].

Apéndice B

Piezas mecánicas en 3D del prototipo de un respirador artificial

Tornillo de potencia ACME

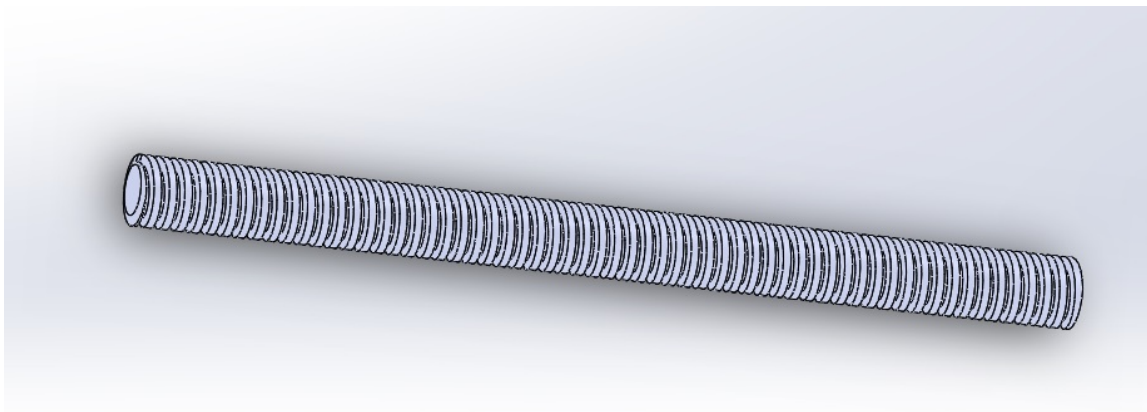


Figura B.1: Vista en perspectiva del tornillo de potencia ACME.

Resucitador manual de mascarilla

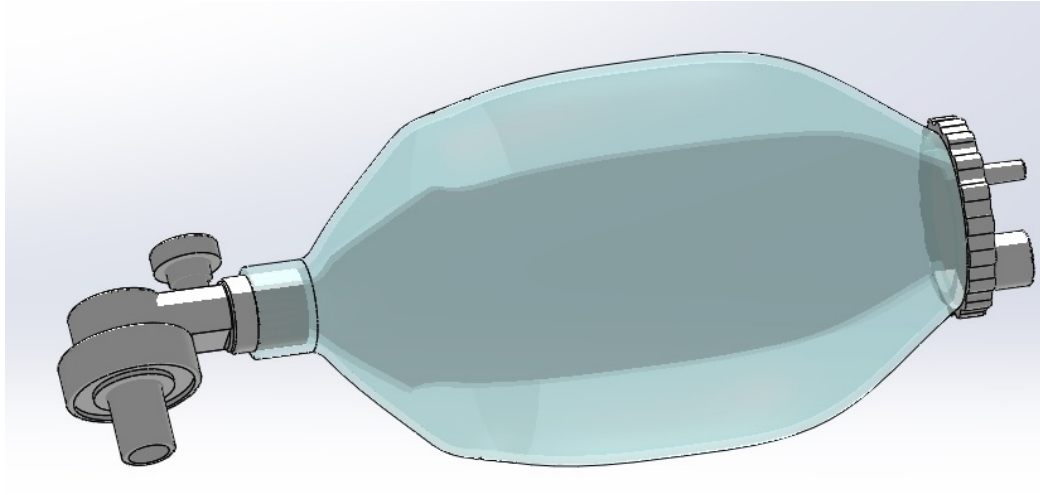


Figura B.2: Vista en perspectiva del mecanismo de pulmón artificial.

Acople flexible

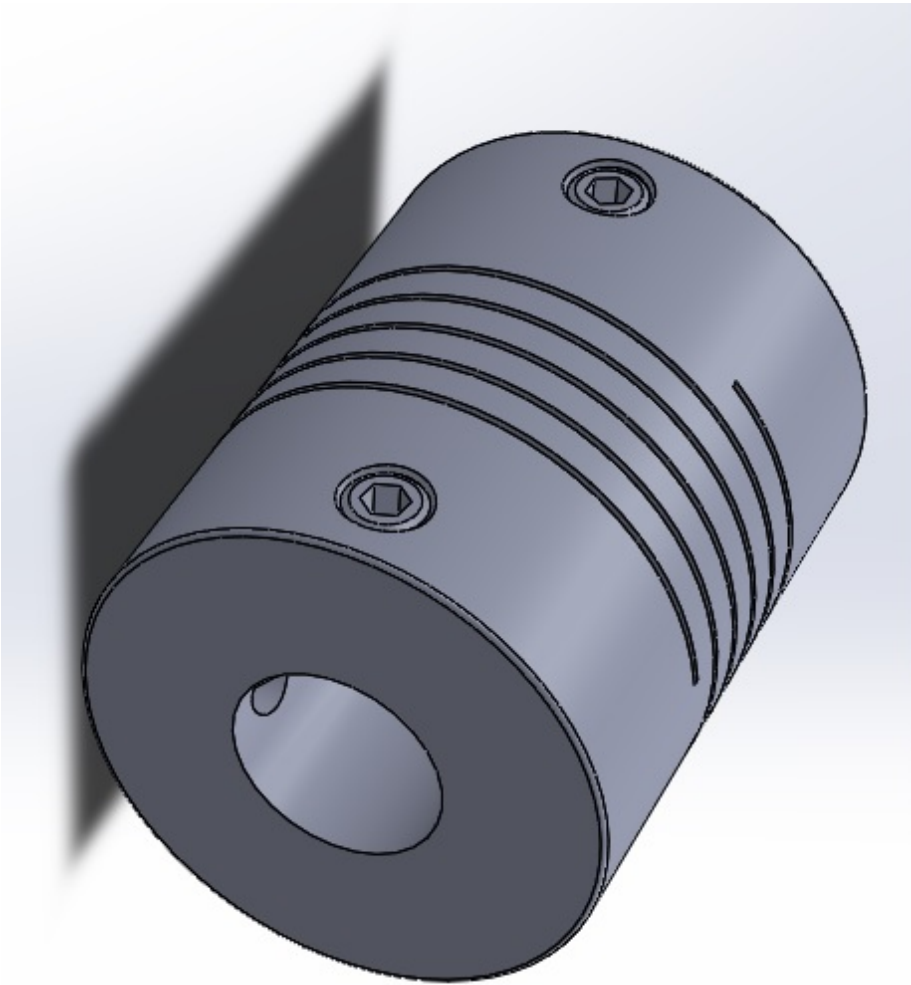


Figura B.3: Vista en perspectiva del acoplamiento flexible.

Tuerca

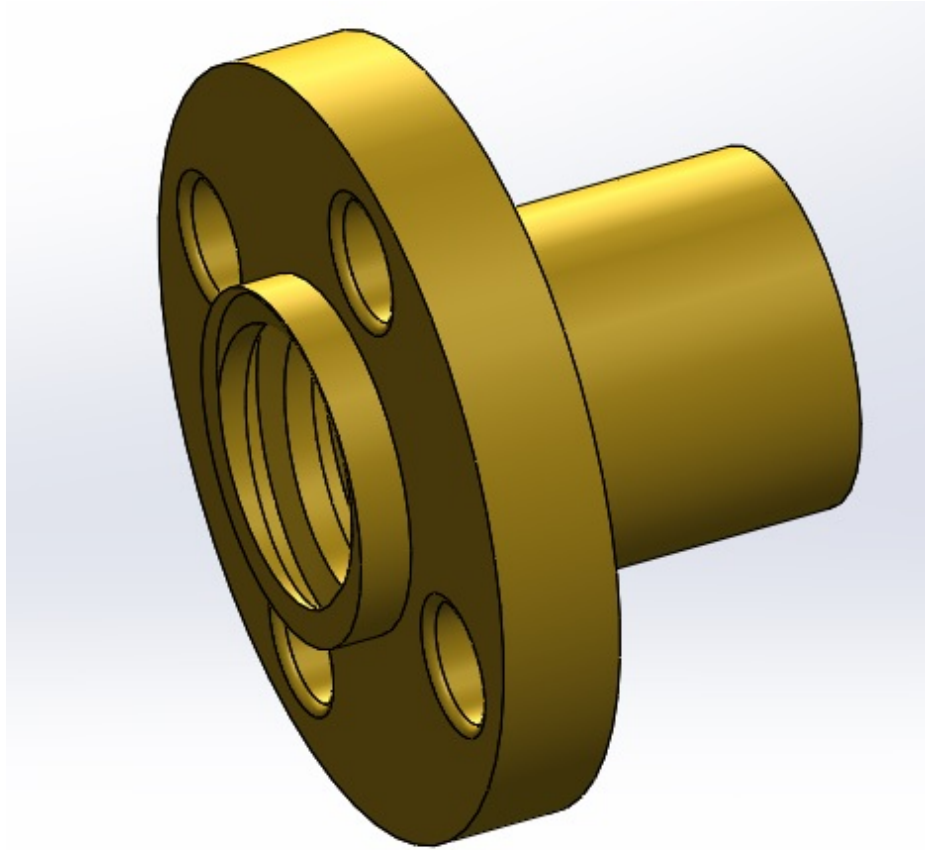


Figura B.4: Vista en perspectiva de tuerca de sujeción.

Motor CD

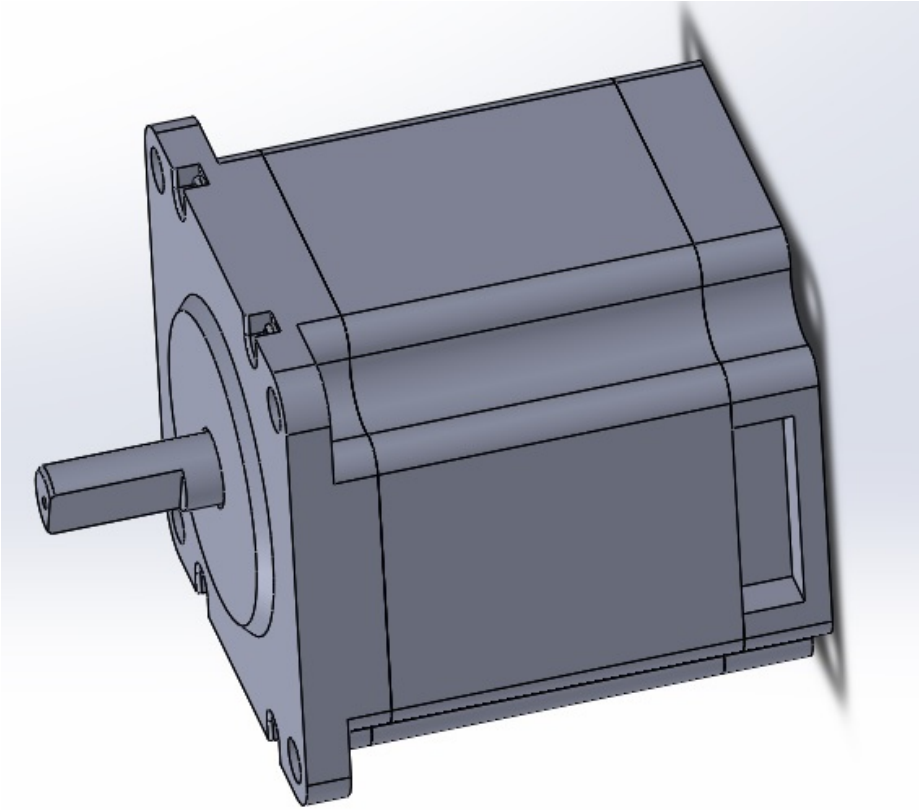


Figura B.5: Vista en perspectiva del motor de CD.

Base prismática

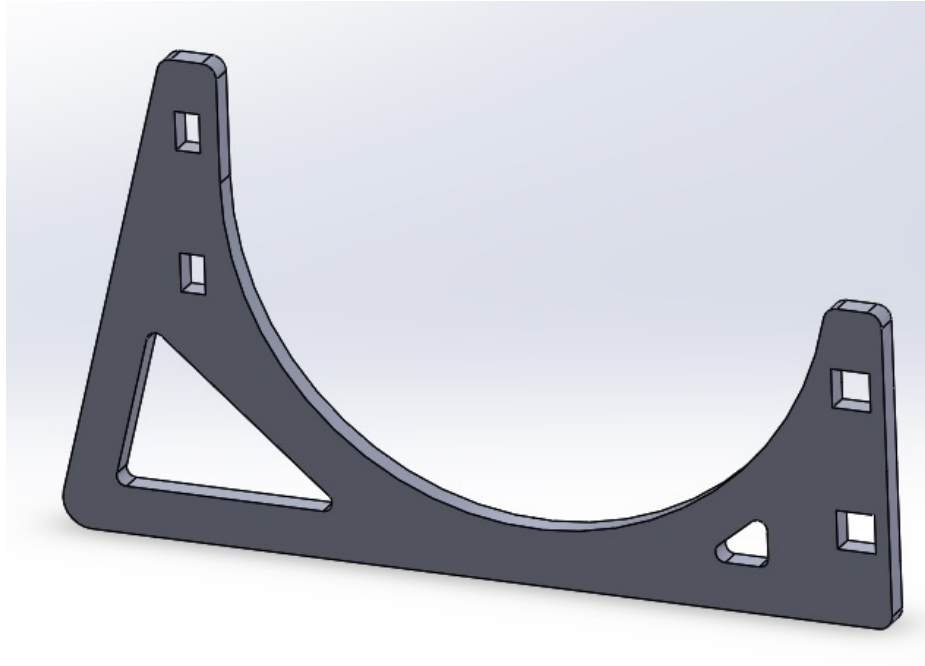


Figura B.6: Vista en perspectiva de la base prismática izquierda.

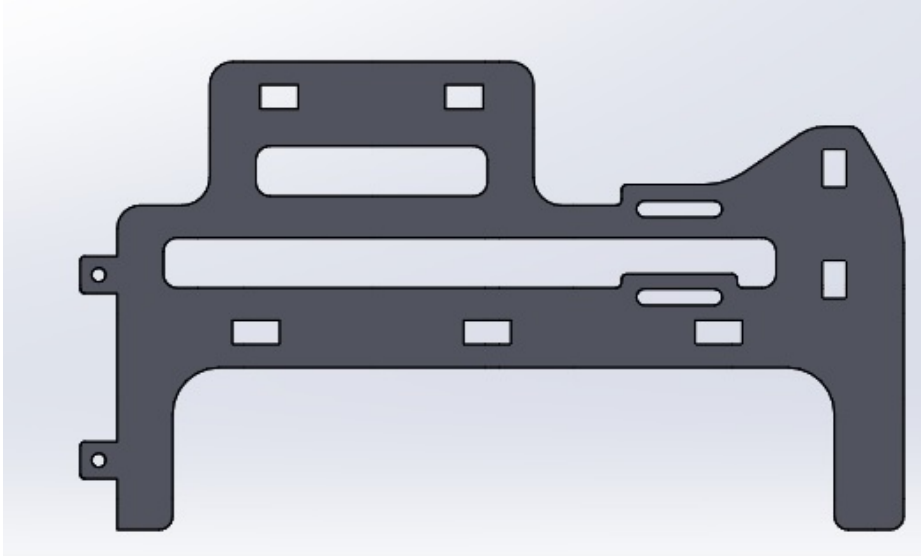


Figura B.7: Vista en perspectiva de la base prismática derecha.

Base de empuje

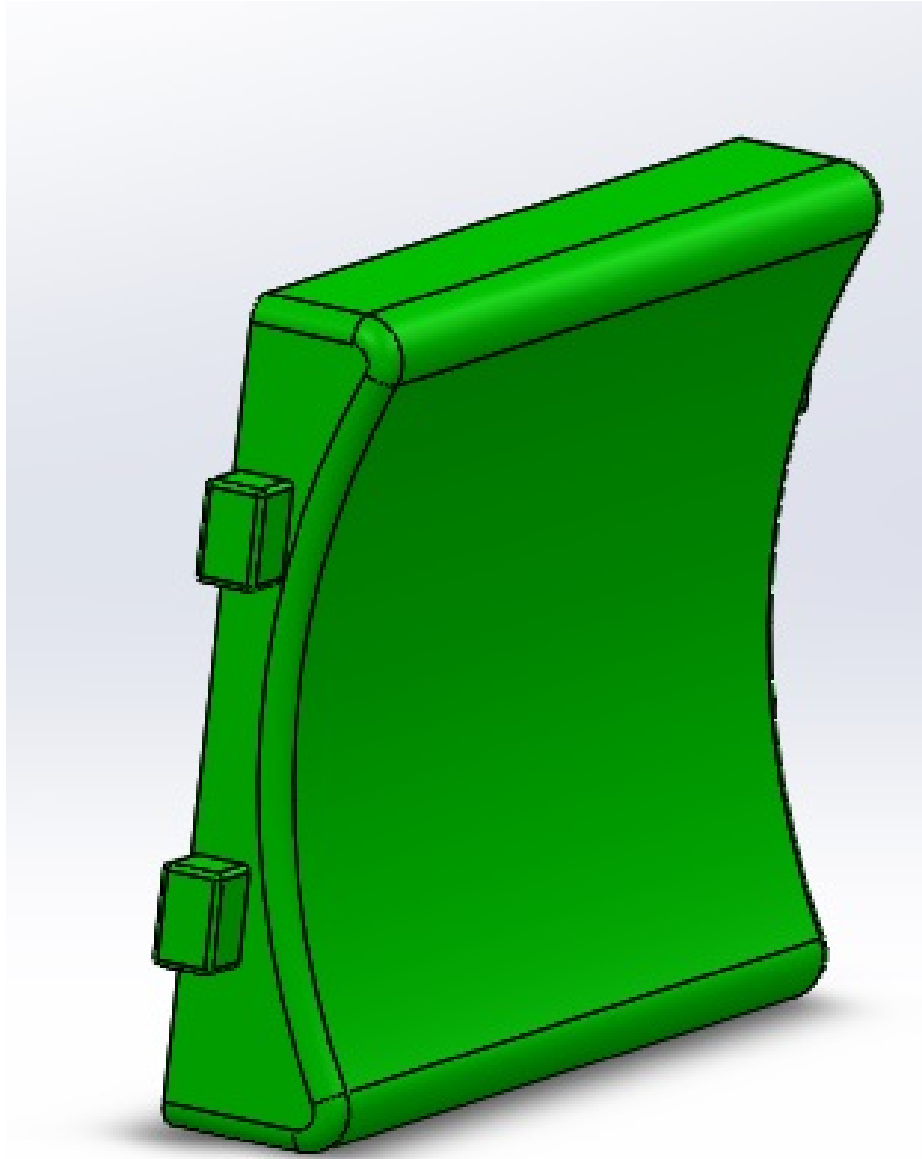


Figura B.8: Vista en perspectiva de la base de empuje.

Base para tornillo de potencia

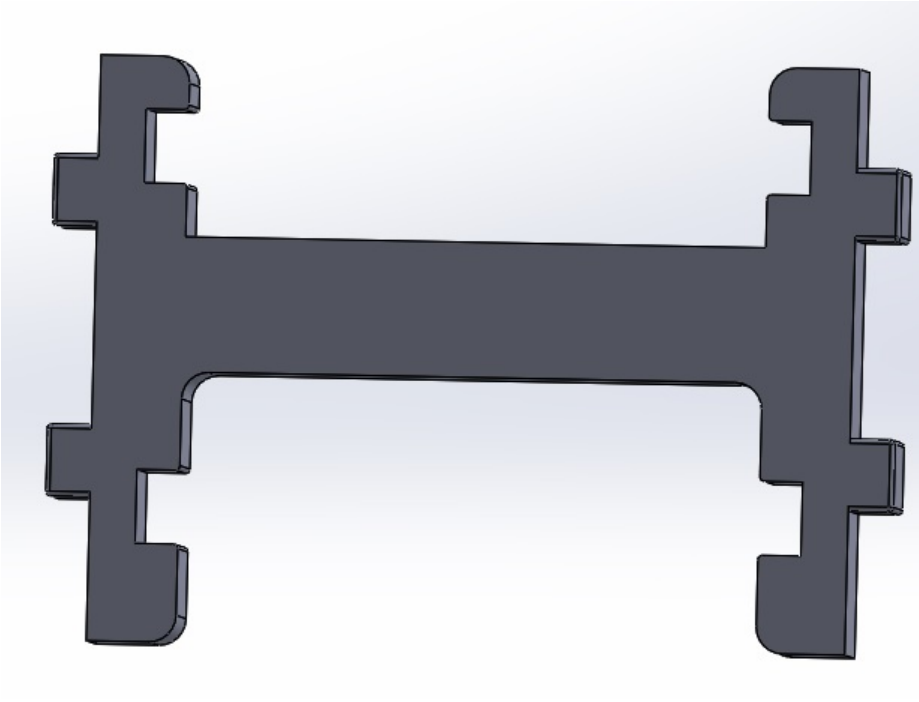


Figura B.9: Vista superior de la base para el tornillo de potencia.

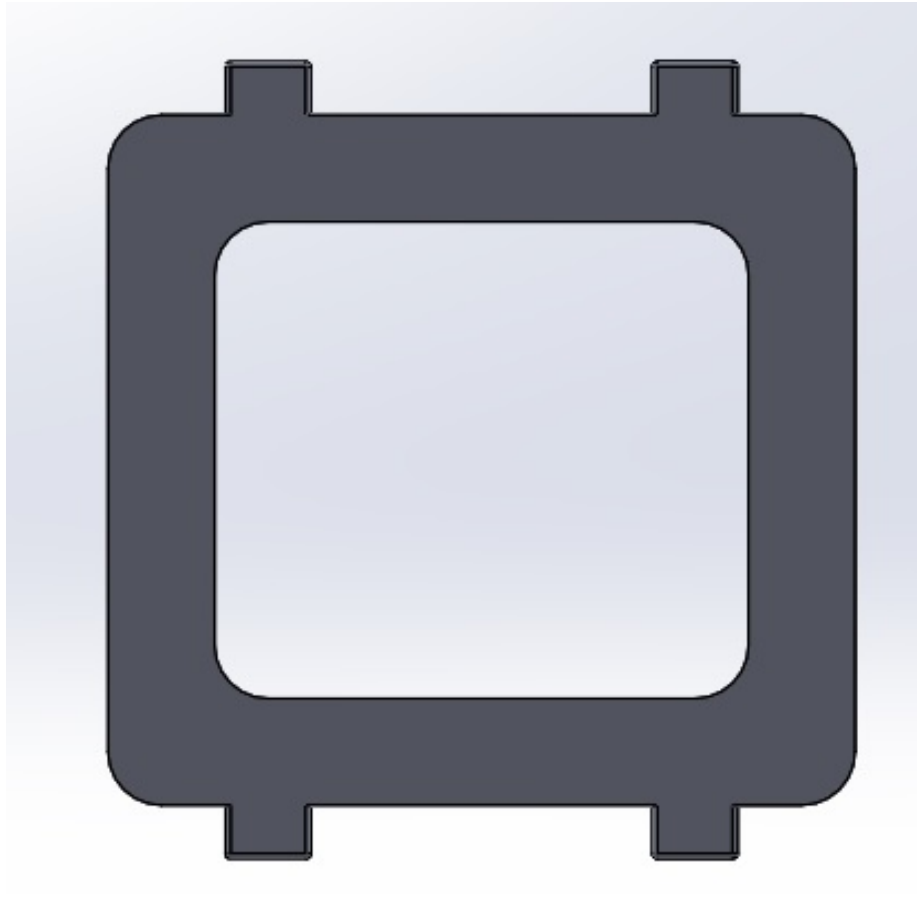


Figura B.10: Vista trasera de la base para el tornillo de potencia.

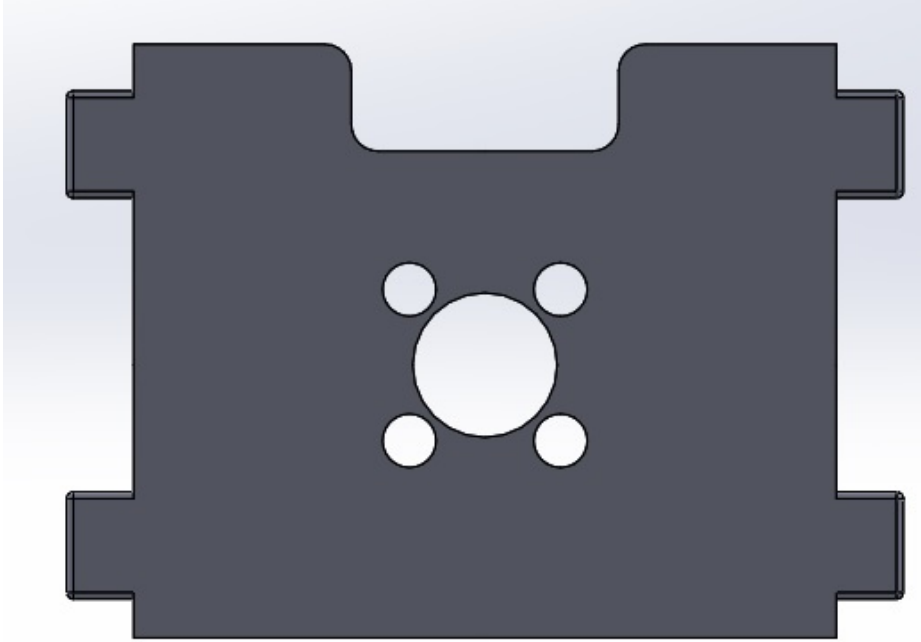


Figura B.11: Vista inferior de la base para tornillo de potencia.



Figura B.12: Vista derecha de la base para tornillo de potencia.

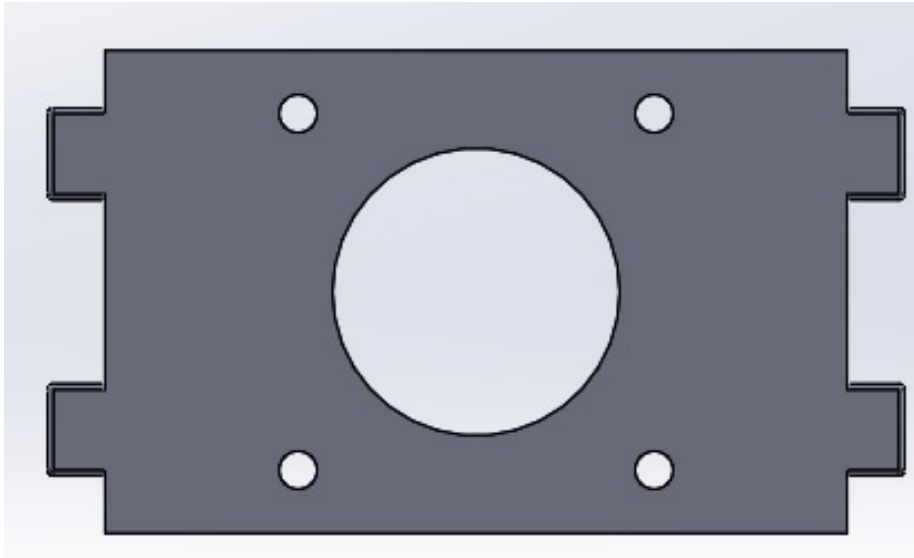


Figura B.13: Vista lateral de la base para el tornillo de potencia.

Mecanismo de paro

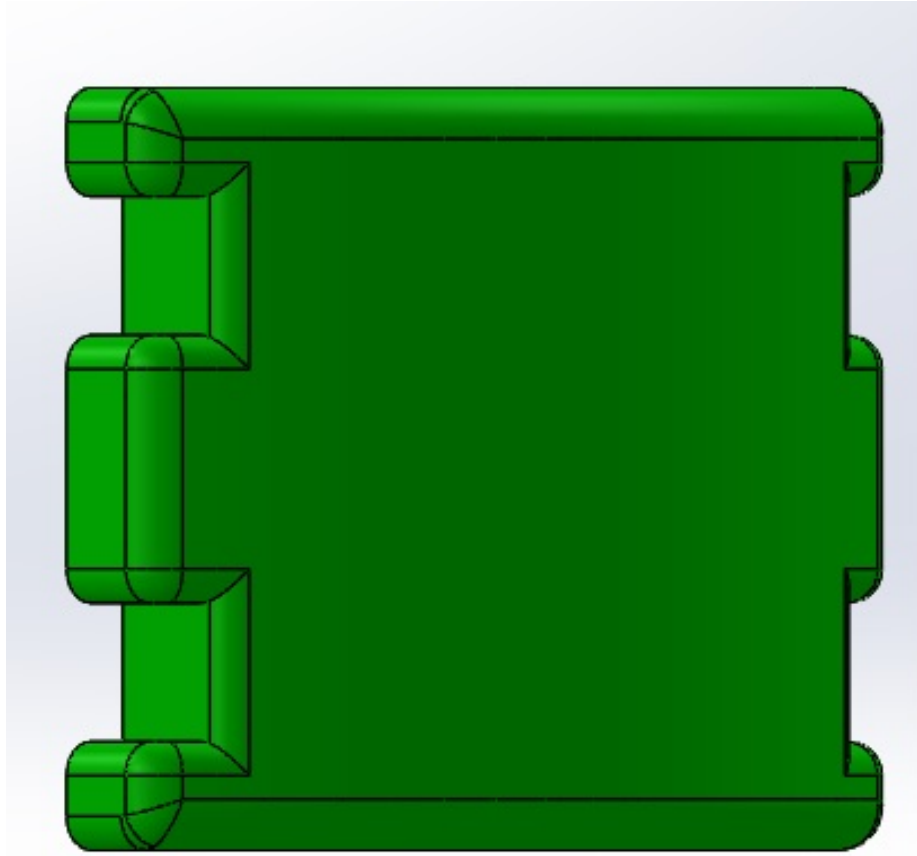


Figura B.14: Vista en perspectiva del mecanismo de paro.

Apéndice C

Análisis antiplagio

Un análisis antiplagio en una tesis es de suma importancia. Este proceso garantiza la integridad académica y la originalidad del trabajo de investigación. Al realizar un análisis exhaustivo, se verifica si existen partes del texto que han sido copiadas o parafraseadas sin citar adecuadamente las fuentes. Esto no solo salvaguarda la reputación del autor, sino que también demuestra la rigurosidad y el compromiso con la producción de conocimiento genuino. Además, el análisis antiplagio ayuda a fomentar la honestidad intelectual y fortalece la confianza en el ámbito académico, asegurando que cada aportación sea única y valiosa.

En el presente apéndice, se adjunta el certificado del análisis antiplagio realizado a este documento con la herramienta “Compilatio” (<https://www.compilatio.net/es>), y con la licencia institucional de la Dirección de Biblioteca y Centro de Información de la Universidad Autónoma del Estado de Hidalgo.



Tesis_Brian_Junio2024

12%
Textos sospechosos



11% Similitudes
0% similitudes entre comillas
< 1% entre las fuentes mencionadas
< 1% Idiomas no reconocidos

Nombre del documento: Tesis_Brian_Junio2024.pdf
ID del documento: 3bb103407e848e01376d4745b4ab87ea02009691
Tamaño del documento original: 6,16 MB

Depositante: Manuel Pineda
Fecha de depósito: 25/6/2024
Tipo de carga: interface
fecha de fin de análisis: 25/6/2024

Número de palabras: 21.782
Número de caracteres: 134.260

Ubicación de las similitudes en el documento:



Fuentes principales detectadas

Nº	Descripciones	Similitudes	Ubicaciones	Datos adicionales
1	dspace.ups.edu.ec https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/7693/1/UPS-CT004555.pdf 18 fuentes similares	2%		Palabras idénticas: 2% (1205 palabras)
2	riunet.upv.es https://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/186479/Garcia - Evaluacion de la combustion y emisio... 18 fuentes similares	2%		Palabras idénticas: 2% (1050 palabras)
3	repositorio.unal.edu.co https://repositorio.unal.edu.co/bitstream/unal/77308/1/Red de Emuladores Neonatales - Julián Ram... 18 fuentes similares	2%		Palabras idénticas: 2% (1104 palabras)
4	ru.dgb.unam.mx https://ru.dgb.unam.mx/bitstream/20.500.14330/TES01000714136/3/0714136.pdf 18 fuentes similares	2%		Palabras idénticas: 2% (1113 palabras)
5	repositorio.espe.edu.ec http://repositorio.espe.edu.ec:8080/bitstream/21000/10320/1/T-ESPE-048831.pdf 17 fuentes similares	2%		Palabras idénticas: 2% (998 palabras)

Fuentes con similitudes fortuitas

Nº	Descripciones	Similitudes	Ubicaciones	Datos adicionales
1	link.springer.com An Adaptive Robotic Assistance Platform for Neurorehabilitatio... https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/978-3-030-04497-8_24.pdf	< 1%		Palabras idénticas: < 1% (34 palabras)
2	clnicasaludvital.mx ENFERMEDADES RESPIRATORIAS MAS COMUNES Clínica San... https://clnicasaludvital.mx/enfermedades-respiratorias-mas-comunes/#:~:text=Estas enfermedad...	< 1%		Palabras idénticas: < 1% (39 palabras)
3	dx.doi.org Sensors Free Full-Text HRpl System Based on Wavenet Controller w... https://dx.doi.org/10.3390/s22207729	< 1%		Palabras idénticas: < 1% (26 palabras)
4	repository.uaeh.edu.mx https://repository.uaeh.edu.mx/revistas/index.php/icbi/article/download/10205/9642	< 1%		Palabras idénticas: < 1% (24 palabras)
5	Documento de otro usuario #574355 ♥ El documento proviene de otro grupo	< 1%		Palabras idénticas: < 1% (22 palabras)

Fuentes mencionadas (sin similitudes detectadas) Estas fuentes han sido citadas en el documento sin encontrar similitudes.

1	http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sciarttext
2	https://doi.org/10.24875/acm.m20000064
3	https://doi.org/10.1007/978-3-030-89820-519
4	https://doi.org/10.1007/978-3-642-34546
5	https://doi.org/10.1007/978-3-030-04497-824

Bibliografía

- [1] J. Aikawa, H. Wakamatsu, T. Utsuki, *Ventilador mecánico que funciona en distintas presiones*, Patente US20120118292A1, 10 de enero de 2014.
- [2] A. L. Arata-Hernandez, *Ventilación mecánica*, 2nd. edición, Editorial Journal, 2015, ISBN-9789871981878.
- [3] J. Arecheta-Mota. *Portable artificial respirator*, Patente US3216413A, 4 de octubre de 1962.
- [4] J. Aparicio-Juárez, O. A. Domínguez-Ramírez, y E. A. Escotto-Córdova, *Tecnologías Emergentes en el Diagnóstico y Tratamiento del TDAH*, ICBI, vol. 12, n.º 23, ene. 2024.
- [5] S. Belhouideg. *Impact of 3D printed medical equipment on the management of the Covid19 pandemic*, 2020, The International journal of health planning and management, 35(5), 1014-1022.
- [6] A. Boresi, R. Schmidt, *Advanced mechanics of materials*, 6ta. edición, Wiley, ISBN-9780471438816.
- [7] G. E. Box, G. M. Jenkins, G. C. Reinsel. *Time series analysis*, 1994, 3rd. edición, Pearson Prentice-Hall, ISBN-0130607746.
- [8] J. Cano-Valle. *Enfermedades respiratorias*, 1ra. edición, Elsevier, 2006, ISBN-9788481749755.
- [9] I. Casabona-Martínez, R. Santos-Baeza, M. Lillo-Crespo *Historia y evolución de la ventilación mecánica*, Manual de Ventilación Mecánica para Enfermería, Editorial Médica Panamericana, Cap. 1, 2017.
- [10] C. B. Castillon-Lévano. *Resucitador manual de volumen regulable*, U. S. Patent WO2017200399A1, November 23, 2017.
- [11] S. Cetinkunt. *Mechatronics*, 2007, Wiley, ISBN-13978047147981.

- [12] M. Chaari, R. Al-Rahimi, A. Aljaberi, M. Abdelfatah, C. Loreno, *The Efficiency of the Reverse Engineering to Fabricate a New Respirator Technology Compatible with the COVID-19 Pandemic*, 2021, Emerging Technologies in Biomedical Engineering and Sustainable TeleMedicine, 113-129.
- [13] S. J. Chapman. *Máquinas eléctricas*, 2012, 5ta. edición, McGraw-Hill, ISBN-9781456226725.
- [14] P. H. Charlton, T. Bonnici, L. Tarassenko, J. Alastruey, D. A. Clifton, R. Beale, P. J. Watkinson. *Extraction of respiratory signals from the electrocardiogram and photoplethysmogram: technical and physiological determinants*, 2017 . Physiological measurement, 38(5), 669.
- [15] L. G. Corona-Ramírez, G. S. Abarca-Jimenez, J. Mares-Carreño. *Sensores y actuadores. Aplicación con Arduino*, 2nd. edición, Patria Educación, 2015, ISBN-9786075501222.
- [16] J. Dhanani, G. Pang, J. Pincus, B. Ahern, W. Goodwin, N. Cowling, K. B. Laupland . *Increasing ventilator surge capacity in COVID 19 pandemic: design, manufacture and in vitro–in vivo testing in anaesthetized healthy pigs of a rapid prototyped mechanical ventilator*, 2020. BMC research notes, 13, 1-6.
- [17] S. P. Diaz-Rivadeneira. *Ensamble y programación de un prototipo de respirador artificial de bajo costo con tres modos de operación*. Tesis de Ingeniería, Colegio de Ciencias e Ingeniería, Universidad San Francisco de Quito, agosto, 2015.
- [18] O.A Domínguez-Ramírez, A. Jarillo-Silva, V. Parra-Vega, J. F. Ruiz-Sánchez, G. Cervantes, (2011). *Neurorehabilitación Robótica Basada en Guiado Kinestésico Local para Miembro Superior con Movimiento Involuntario*, 1. 19-33.
- [19] F. Douglas, D. Boyle, M. Holmes, M. William. *Sistema ventilador portable*, U. S. Patent WO 2007040755, April 12, 2007.
- [20] D. Douglas, B. David, H. Michael, W. Malcom. *Portable ventilator system*, U. S. Patent US23463605A, September 23, 2005.
- [21] X. Escudero-Salamanca, J. Guarner, A. Galindo-Fraga, M. Escudero-Salamanca, M. A. Alcocer-Gamba, C. del Rio. *La pandemia de Coronavirus SARS-CoV-2 (COVID-19): Situación actual e implicaciones para México* Méx. [online]. 2020, vol.90, suppl.1 [citado 2024-06-17], pp.7-14. Disponible en: <<http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sciarttext pid=S1405-99402020000500007lng=esnm=iso>>. Epub 24-Mar-2021. ISSN 1665-1731. <https://doi.org/10.24875/acm.m20000064>.

- [22] R. Ferragut. *Ventilación mecánica controlada y asistida-controlada*, vol. 59. Num. 1. pp 82-85, (Julio 2003), doi: 10.1016/S1695-4033(03)78154-5.
- [23] S. Fox. *Fisiología humana*, McGraw-Hill, 2016, ISBN-9786071514134.
- [24] M. Fraiwan, L. Fraiwan, B. Khassawneh, A. Ibnian. *A dataset of lung sounds recorded from the chest wall using an electronic stethoscope*, 2021, Data in Brief, 35, 106913.
- [25] T. Frangow. *Automatic ventilator*, U. S. Patent PCT-US89-01884, May 03, 1989.
- [26] M. Friedman. *Fundamentals of computer numerical analysis*, 1993, CRC press, ISBN-0849386373.
- [27] Y. S. Gal'perin, *Advances in artificial pulmonary ventilation as illustrated by the RO-6 respirator*, Biomedical Engineering, 7(6), 354-356, 1973.
- [28] J. C. García-Pérez, M. Carpintero-Porrero *Dispositivo de intubación endotraqueal por imantación*, U. S. Patent WO2017064340A1, Abril 20, 2017.
- [29] B. C. Germain. *La respiración*, Tomo IV, Nirvana Libros, 2011, ISBN-978-8487403842.
- [30] H. Gohari, D. Bender, A. Barari. *3D Printable pneumatic valves for rapidly manufacturable mechanical ventilator amid Covid-19 outbreak*. 2020In 2020 IEEE 10th International Conference Nanomaterials: Applications & Properties (NAP) (pp. 02SAMA24-1). IEEE.
- [31] J. C. González-Islas, O. A. Domínguez-Ramírez, H. Castillejos-Fernández, y F. A. Castro-Espinoza, *Human gait analysis based on automatic recognition: A review*, ICBI, vol. 10, N.º Especial 3, pp. 13-21, ago. 2022.
- [32] J. C. Gonzalez-Islas, O. A. Domínguez-Ramírez, O. López-Ortega, R. D. Paredes-Bautista, D. Diazgiron-Aguilar,(2021).*Machine Learning Framework for Antalgic Gait Recognition Based on Human Activity*, Advances in Soft Computing. MICAI 2021. Lecture Notes in Computer Science(), vol 13068. Springer, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-89820-519>
- [33] J. C. Gonzalez, O. A. Domínguez-Ramírez, y O. López Ortega, *Biped Gait Analysis based on Forward Kinematics Modeling using Quaternions Algebra*, Rev Mex Ing Biom, vol. 41, n.º 3, pp. 56–71, dic. 2020.
- [34] G. Grasselli, E. Cattaneo, G. Florio, M. Ippolito, A. Zanella, A. Cortegiani, S. Einav, *Mechanical ventilation parameters in critically ill COVID-19 patients: a scoping review*. 2021, Critical care, 25, 1-11.

- [35] D. W. Hart. *Electrónica de potencia*, 2001, Pearson Prentice-Hall, ISBN-8420531790.
- [36] A. Hernandez-Abadia. *Ventilador mecánico que funciona en distintas presiones*, U. S. Patent WO 97/42994, 9 de mayo de 1997.
- [37] Hospital of Nanyang Medical College. *Artificial ventilator*, Patente CN204121554U, 11 de octubre de 2014.
- [38] L. Hyun *Ventilador inteligente capaz de filtrar partículas finas*, U. S. Patent KR20170113873A, October 06, 2017.
- [39] K. Kalkanis, K. Kiskira, P. Papageorgas, D. Kaminaris, D. Piromalis, G. Banis, A. Batagiannis. *Advanced Manufacturing Design of an Emergency Mechanical Ventilator via 3D Printing—Effective Crisis Response*. 2023, Sustainability, 15(4), 2857.
- [40] G. Linben *A kind of intelligent artificial ventilator*, Patente CN204446856U, 15 de enero de 2015.
- [41] M. A. Lugo-Villeda, F. J. Ruiz-Sánchez, O. A. Domínguez-Ramírez, V. Parra-Vega,(2014). *Robotic Design of an Upper Limb Exoskeleton for Motion Analysis and Rehabilitation of Paediatric Neuromuscular Disorders*, Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation. Biosystems and Biorobotics, vol 1. Springer, Berlin, Heidelberg. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-34546-342>
- [42] A. P. Malvino. *Principios de electrónica*, 1994, 5ta. edición, McGraw-Hill, ISBN-8448119991.
- [43] J. Maselli. *Dispositivo de reanimación para víctimas con paradas cardio-respiratorias*, U. S. Patent WO2011060911A1, May 02, 2013.
- [44] J. Maselli. *Respirador-Dispositivo de reanimacion RCPB*, U. S. Patent WO2011151479A2, December 08, 2011.
- [45] D.A. McCarthy, M. D. Rainone, S. A. Sackett, A. Collin, P.r. Grisham. *Artificial respiration system with timing control and automatic mask detection*, Patente US10556074B2, 18 de julio de 2016.
- [46] J.D. Meneses-Gonzalez, O.A. Domínguez-Ramírez, L. E. Ramos-Velasco, F. A.Castro-Espinoza, V. Parra-Vega,(2018). *An Adaptive Robotic Assistance Platform for Neurorehabilitation Therapy of Upper Limb*. Advances in Computational Intelligence. MICAI 2018. Lecture Notes in Computer Science(), vol 11289. Springer, Cham. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-04497-824>

- [47] R. L. Mott *Diseño de elementos de máquinas*, 4ta. edición, Pearson educación, México D.F, 2006, ISBN-0130618853.
- [48] C. Naranjo, O. Flor, J. Tapia, E. Flores, A. Coba, and E. Chango, “Emergency mechanical ventilator design in assisted/controlled and spontaneous pressure mode: ”, SciELO Preprints. May 31, 2020. doi: 10.1590/SciELOPreprints.596.
- [49] J. Z. Neri-Cruz *Historia de la ventilación mecánica*, En: Cruz F, Fajardo G, Navarro FP, Carillo R, Editores. Ventilación mecánica. México D.F. México: Alfil; 2013. pp. 1-9.
- [50] E. M. Nikolaenko, *Intermittent mandatory ventilation of the lungs with the RO-6 respirator*, Biomedical Engineering, 1983. Biomedical Engineering, 17(6), 216-219.
- [51] K. Ogata. *Ingeniería de control moderna*, 2003, 4ta. edición, Pearson Prentice-Hall, ISBN-8420536784.
- [52] R. Silva-Ortigoza, E. A. Portilla-Flores, M. A. Molina-Vilchis. *Mecatrónica*, 2010, primera edición, Colección cidetec, ISBN-9786074141924.
- [53] R. Pallas-Areny. *Sensores y acondicionadores de señal*, 1ra. edición, Marcombo Boixareu, 2003, ISBN-8426713440.
- [54] A. S. Perel'mutr, I. V. Isaev, B. V. Smolyarov. *The “Faza” artificial respirator*. 1973. Biomedical Engineering, 7(3), 191-192.
- [55] Popova, A. G. Savinov, Y. V. Kitaev, A. P. Burenin. *DP-8 respirator for prolonged artificial respiration*. 1967. Biomedical Engineering, 1(5), 271-273.
- [56] O. I. Quintero-Osorio *Dispositivo de re-expansion pulmonar con indicador de nivel de presión*, Patent WO2020058849, Mar 26, 2020.
- [57] N. Rasmussen, B. Hansen, V. Bohr, H. S. Kristensen. *Artificial ventilation and prognostic factors in bacterial meningitis*. 1988. Infection, 16(3), 158-162
- [58] P. Ravi, S. Antoline, F. J. Rybicki. *3D printing of open-source respirators (including N95 respirators), surgical masks, and community mask designs to address COVID-19 shortages*. 2021. 3D Printing in Medicine and Its Role in the COVID-19 Pandemic: Personal Protective Equipment (PPE) and Other Novel Medical and Non-Medical Devices, 91-106.
- [59] J. D. Ramírez-Zamora, O. A. Domínguez-Ramírez, L. E. Ramos-Velasco, G. Cervantes, V. Parra-Vega, A. Jarillo-Silva, E. A. Escotto-Córdova,

- HRpI System Based on Wavenet Controller with Human Cooperative-in-the-Loop for Neurorehabilitation Purposes*. *Sensors* 2022, 22, 7729. <https://doi.org/10.3390/s22207729>
- [60] J. A. Rehg, G. J. Sartori. *Industrial electronic*, 2006, Pearson Prentice-Hall, ISBN-0132064189.
- [61] D. A. Salas-Segura. *Breve historia de la ventilación mecánica asistida*, Acta Académica 2000; 1: pp. 89-91.
- [62] S. Svirid, A. Bayya, P. D. Levin, R. Khalaila, I. Stav, Q. M. Linton, D. M. *Intelligent ventilation in the intensive care unit*, 2012. Southern African Journal of Critical Care, 28(1), 6-12.
- [63] M. Q. Tian, S. S. Wei, M. L. Tian, J. Guo, *Exploring of Intelligent System for Oxygen Respirator Intelligent Training Check System Used in Colliery Salvation*, 2011. In Emerging Research in Artificial Intelligence and Computational Intelligence: International Conference, AICI 2011, Taiyuan, China, September 23-25, 2011. Proceedings 3 (pp. 370-376). Springer Berlin Heidelberg.
- [64] R. Tino, R. Moore, S. Antoline, P. Ravi, N. Wake, C. N. Ionita, L. I. Chepelev. *COVID-19 and the role of 3D printing in medicine*, 2020. In Emerging Research in Artificial Intelligence and Computational Intelligence: International Conference, AICI 2011, 3D printing in medicine, 6(1), 1-8.
- [65] N. Torben, G. Zhou, S. Schuele, J. Templer, C. Zelano. *Automated analysis of breathing waveforms using BreathMetrics: a respiratory signal processing toolbox*, June 29, 2018.
- [66] A. B. Torres-Reyes, I. Reyes-Hernández, O. A. Domínguez-Ramírez, y A. M. Tellez-Lopez, *Uso de la Ingeniería Biomédica para Rehabilitación de Pacientes con Discapacidad Causada por el Síndrome de Guillain-Barré: Una Revisión Sistemática*, Rev Mex Ing Biom, vol. 45, n.º 1, pp. 43–59, abr. 2024.
- [67] J. A. Turijan-Rivera, F. J. Ruiz-Sánchez, O. A. Domínguez-Ramírez, V. Parra-Vega, (2014). *Modular Platform for Haptic Guidance in Paediatric Rehabilitation of Upper Limb Neuromuscular Disabilities*.
- [68] C. Walker. *Elementos de estabilidad estructural*, 1ra. edición, Editorial Reverte, 1975, ISBN-8429148140.
- [69] K. Yagata, Y. Noguchi *Artificial ventilator*, Patente US4982735A, 18 de noviembre de 1988.

- [70] B. Yang *Portable intelligent ventilator and intelligent regulation and control system thereof*, Patente CN104759043A, 7 de abril de 2015.
- [71] L. Yingying *Method and device for intelligent air valve of respiratory protective equipment*, Patente CN105148419A, 2 de julio 2015.
- [72] V. M. Yurevich, *Automatic artificial respiration*. 1967. Biomedical Engineering, 1(5), 263-267.
- [73] *Bioinstrumentación*, [citado 2019]. Disponible en:
<https://industriapedia.com/que-es-la-bioinstrumentacion/>.
- [74] *Componentes electronicos*, c2014 [citado 2014]. Disponible en:
<https://www.carrod.mx/products/optoacoplador-4n25-salida-transistor>.
- [75] *Dispositivo de interfaz de potencias*, [citado 2020]. Disponible en:
<https://studylib.es/doc/9130502/dispositivos-de-interfaz-de-potencia->.
- [76] *Gsl*, c2020 [citado 2020]. Disponible en:
<https://industriagsl.com/blogs/automatizacion/que-es-un-amperimetro-y-para-que-sirve>.
- [77] *National heart, lung and blood institute*, c2022 [citado 2022]. Disponible en:
<https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/pulmones/beneficios>.
- [78] *Open courser*, c2022 [citado 2022]. Disponible en:
<https://ocw.unican.es/mod/page/view.php?id=521&lang=en>
- [79] *Patologías respiratorias*, c2021 [citado 2021]. Disponible en:
<https://www.esteveteijin.com/patologias-respiratorias/>.
- [80] *Pecktech*, c2015 [citado 2015]. Disponible en:
<https://www.peaktech.de/es/PeakTech-P-2795-Tacometro-de-Fotocontacto-con-Laser/P-2795>.
- [81] R. Sanghavi. Rohan Sanghavi (2024). *Breath_analyser V2.0* (https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/74637-breath_analyser-v2-0), MATLAB Central File Exchange. Recuperado 4 abril, 2024.
- [82] *Sensores médicos*, c2021 [citado 2022]. Disponible en:
<https://sps.honeywell.com/content/dam/honeywell-edam/sps/common/en-us/industries/healthcare-and-life-sciences/medical-equipment/documents/sps-medical-sensors-switches-solutions.pdf>.

- [83] *Tacogeneradores y transformadores*, [citado 2022]. Disponible en: [https://www.pfmcr.com/post/tacogeneradores-y-transformadores#:text=Los20tacos20analC3B3gicos20\(dinamo20tacomC3A9trica,proporcional](https://www.pfmcr.com/post/tacogeneradores-y-transformadores#:text=Los20tacos20analC3B3gicos20(dinamo20tacomC3A9trica,proporcional)
- [84] *Tecsa*, c2015 [citado 2015]. Disponible en: <https://www.tecsagro.com.mx/blog/que-es-un-multimetro/>
- [85] *Twilight*, c2019 [citado 2019]. Disponible en: <https://twilight.mx/instrumentos/medidores-de-aislamiento/37/753/sw-6237dlro-ohmetro.html>
- [86] *Unit electronics*, c2016 [citado 2016]. Disponible en: <https://uelectronics.com/producto/transistor-tip31c-npn-tip32c-pnp/>
- [87] *¿Qué es y cómo funciona un ventilador mecánico?*, c2020 [citado 2020 jun 01]. Disponible en: <https://dispositivosmedicos.org.mx/que-es-y-como-funciona-un-ventilador-mecanico/>.
- [88] *¿Qué es un puente h?*, [citado 2022]. Disponible en: <https://cursos.mcielectronics.cl/2022/08/05/que-es-un-puente-h/>.
- [89] *¿Qué es un estetoscopio?*, c2018 [citado 2018]. Disponible en: <https://Curiosoando.Com/Que-Es-Un-Estetoscopio-Y-Para-Que-Se-Utiliza>.