

DESARROLLO DEL CONTROL DE ASISTENCIA EN UN VENTILADOR
MECÁNICO PARA EL SOPORTE A LA FUNCIÓN RESPIRATORIA HUMANA

YOBIN DAVID VERGARA VALENCIA
JUAN CAMILO VARGAS PANTOJA

UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE INGENIERIA
ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA
SANTIAGO DE CALI, 2025

DESARROLLO DEL CONTROL DE ASISTENCIA EN UN VENTILADOR
MECÁNICO PARA EL SOPORTE A LA FUNCIÓN RESPIRATORIA HUMANA

YOBIN DAVID VERGARA VALENCIA
JUAN CAMILO VARGAS PANTOJA

Documento presentado al
Programa de Pregrado en Ingeniería Electrónica
como requisito para optar por el título de
Ingeniero Electrónico

Director: José Isidro García Melo, PhD.
Codirector: Andrés Mauricio Valencia, PhD (c)

UNIVERSIDAD DEL VALLE
FACULTAD DE INGENIERIA
ESCUELA DE INGENIERIA ELECTRICA Y ELECTRONICA
SANTIAGO DE CALI, 2025

Agradecimientos

Queremos expresar nuestro más sincero agradecimiento a nuestros directores, José Isidro García Melo y Andrés Mauricio Valencia, por su invaluable aporte, guía y dedicación a lo largo de la realización de este proyecto. El aporte basado en sus experiencias y compromisos fueron fundamentales para alcanzar nuestros objetivos.

Extendemos también nuestro agradecimiento a la Universidad del Valle y a la Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica por brindarnos un entorno académico de excelencia. A todos los profesores y miembros de la comunidad educativa que, con su profesionalismo, dedicación y generosidad al compartir su conocimiento, han dejado una huella imborrable en nuestra formación.

Agradecemos de manera especial a nuestros padres, cuyo apoyo incondicional y aliento constante fueron el pilar fundamental que nos impulsó a dar lo mejor de nosotros en cada etapa de este proceso. Su apoyo y confianza nos han sido esenciales para alcanzar este logro.

Finalmente, queremos reconocer a nuestros compañeros de estudio, con quienes compartimos innumerables experiencias, desafíos y aprendizajes. Su colaboración y amistad enriquecieron significativamente nuestra trayectoria académica, y juntos construimos recuerdos que permanecerán con nosotros más allá de las aulas.

A todos, nuestro más profundo agradecimiento por ser parte de este importante capítulo en nuestras vidas.

Abreviaturas

SP Sensor de presión

VP Válvula proporcional

V on/off Válvula on/off

SF Sensor de flujo

P_{vent} Presión ventilatoria generada por el tanque

P_{R-bola(i)} Pérdida de presión en la válvula de bola (proporcional) de la línea de inspiración

P_{R-on/off(i)} Pérdida de presión en la válvula on/off de la línea de inspiración

P_{R-bola(e)} Pérdida de presión en la válvula de bola (proporcional) de la línea de espiración

P_{R-on/off(e)} Pérdida de presión en la válvula on/off de la línea de espiración

R_{on/off(i)} Constante de pérdida de la valvula on/off en la línea de inspiración

R_{bola(e)} Constante de pérdida de la de bola en la línea de inspiración

R_{on/off(e)} Constante de pérdida de la valvula on/off en la línea de espiración

R_{bola(e)} Constante de pérdida de la de bola en la línea de espiración

P_{pac} Pérdida de presión generada por el paciente

R Resistencia de las vías aéreas del paciente

C Compliancia pulmonar del paciente

Contenido

1. Introducción	1
1.1 Planteamiento del problema	1
1.2 Justificación.....	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivo general	4
1.3.2 Objetivos específicos.....	4
2. Síntesis bibliográfica.....	5
2.1 Introducción	5
2.2 Respiración humana	5
2.3 Anatomía básica del aparato respiratorio	5
2.4 Terminología en ventilación mecánica	6
2.5 Ventilador mecánico	8
2.5.1 Ventilación mandatoria total	9
2.5.2 Ventilación mandatoria intermitente sincronizada	9
2.5.3 Ventilación presión soporte	9
2.6 Modelado dinámico del sistema respiratorio.	10
2.6.1 Modelo unicompartimental del sistema respiratorio.	10
2.6.2 Modelo multicompartimental para el sistema respiratorio	11
2.7 Técnicas de control de asistencia para el soporte a la respiración humana.....	13
2.7.1 Técnicas de control de asistencia por presión	13
2.7.2 Técnicas de control de asistencia por volumen	16
2.7.3 Técnicas de control de asistencia por presión y volumen	19
2.8 Resumen.....	22
3. Requerimientos en la ventilación mecánica.....	30
3.1 Introducción	30
3.2 Necesidades en la ventilación mecánica	30
3.3 Requerimientos técnicos y funcionales para el soporte a la respiración humana	33
3.4 Ventilador mecánico VentyNet.....	34
3.4.1 Sistema de almacenamiento y mezclado	35
3.4.2 Sistema de la línea de inspiración.....	36
3.4.3 Sistema de la línea de espiración.....	36
3.5 Resumen	38

4. Modelado analítico.....	39
4.1 Introducción	39
4.2 Modelos previos de VentyNet.....	39
4.3 Desarrollo del modelado analítico.....	40
4.3.1 Validación del modelado analítico	43
4.4 Resumen.....	47
5. Estrategia de control	48
5.1 Introducción	48
5.2 Caracterización y ajuste de componentes presentes en VentyNet	48
5.2.1 Actuadores.....	48
5.2.2 Sensores.....	50
5.2.3 Tanque de mezcla	52
5.3 Planteamiento de estrategia de control.....	54
5.3.1 Concepción de la estrategia de control	55
5.3.2 Bucla en lazo cerrado	55
5.3.3 Algoritmo de control	56
5.3.4 Sincronización con el ciclo respiratorio y auto calibración.....	58
5.4 Interfaz humano máquina (HMI)	60
5.4.1 Sección A. Pestañas de navegación.....	60
5.4.2 Sección B. Monitoreo de variables.....	61
5.4.3 Sección C. Representación gráfica.	61
5.5 Resumen.....	62
6. Pruebas y resultados.....	63
6.1 Introducción	63
6.2 Definición de pruebas experimentales	63
6.2.1 Parámetros de prueba.....	63
6.2.2 Criterios de evaluación	64
6.3 Comparativa con el modelado analítico	64
6.4 Resultados experimentales	67
6.5 Discusión de resultados.....	68
7. Tele operación.....	69
7.1 Introducción	69
7.2. Arquitectura del sistema.....	69

7.2.1 Frontend.....	69
7.2.2 Backend y WebSocket.....	70
7.2.3 Microcontrolador ESP32	70
7.3 Flujo de datos y sincronización.....	71
7.4 Resultados y evaluación.....	71
7.5 Resumen.....	72
8. Conclusiones y trabajos futuros.....	73
8.1. Conclusiones	73
8.2 Trabajos futuros.....	74
Bibliografía	75

Figuras

Figura 1. Anatomía del aparato respiratorio [9].....	5
Figura 2. Ventilación mecánica [11].....	6
Figura 3. Relación tiempo inspiratorio (TI) y tiempo espiratorio (TE)[12]	7
Figura 4. Ventilador de presión negativa [14].	8
Figura 5. Modelo del respirador Engström (1953) [14].....	8
Figura 6. Curvas típicas de los modos ventilatorios. (a) Ventilación controlada por volumen. (b) Ventilación controlada por presión[15].....	9
Figura 7. Modelado unicompartimental del sistema de respiratorio [16].....	10
Figura 8. Circuito eléctrico equivalente del modelo unicompartimental [17].....	11
Figura 9. Modelo eléctrico equivalente del sistema respiratorio multicompartimental[19]...	12
Figura 10. Diagrama flujo del modo de operación del ventilador ResUHUrge [20].....	13
Figura 11. Diagrama de bloques que representa el funcionamiento del ventilador en [22]. ..	15
Figura 12. Diagrama de bloques del control de presión en [24].....	16
Figura 13. Esquema del diseño propuesto en [26].....	17
Figura 14. Esquema del sistema propuesto en [28].	19
Figura 15. Algoritmo de funcionamiento (a) Diagrama de flujo del algoritmo de funcionamiento del ventilador en PC-CMV. (b) Diagrama de flujo del algoritmo de funcionamiento del ventilador en VC-CMV [29].....	20
Figura 16. Sistema mecánico-neumático del ventilador en [30].....	21
Figura 17. Curvas ventilatorias modos controlados por volumen [33].....	32
Figura 18. Curvas ventilatorias modos controlados por presión [33].....	33
Figura 19. Arquitectura del emulador de ventilador mecánico VentyNet	34
Figura 20. Esquemático del sistema de almacenamiento y mezclado [34].....	35
Figura 21. Esquemático de la línea de inspiración [34].....	36
Figura 22. Esquemático de la línea de espiración [34].	36
Figura 23. Esquema mecánico simplificado de VentyNet[34].	39
Figura 24. Esquema eléctrico de VentyNet [34].....	40
Figura 25. Sección uno de VentyNet.	41
Figura 26. Diagrama de flujo correspondiente al funcionamiento del modelado analítico. ...	44
Figura 27. Gráficas obtenidas del modelado (PIP = 35 cmH ₂ O).	45
Figura 28. Gráficas obtenidas del modelado (PIP = 25 cmH ₂ O).	46
Figura 29. Gráficas obtenidas del modelado (PIP = 15 cmH ₂ O).	46

Figura 30. Válvula proporcional desarrollada por el grupo Bionovo [34].	48
Figura 31. Montaje experimental para caracterizar la válvula proporcional [15].....	49
Figura 32. Relación P-Q para diferentes aperturas de la válvula proporcional [15].....	49
Figura 33. Montaje para caracterización del tanque.	52
Figura 34. Ajuste polinomial de la presión en función del flujo.	54
Figura 35. Bucla en lazo cerrado.	56
Figura 36. Representación del funcionamiento esperado del algoritmo de control.....	58
Figura 37. Diagrama de flujo estrategia implementada en VentyNet.....	59
Figura 38. Interfaz humano máquina de VentyNet en el modo presión control.....	60
Figura 39. Pestaña de navegación.....	60
Figura 40. Pestaña Volumen control.....	61
Figura 41. Pestaña Presión control.....	61
Figura 42. Gráficas cíclicas Volumen-Presión, Flujo-Volumen.....	61
Figura 43. Gráficas continuas presión, flujo y volumen en función del tiempo.	62
Figura 44. Comparativo Modelo – VentyNet. (A) Flujo – tiempo ($R^2 = 0,896$), (B) Presión – tiempo ($R^2 = 0,913$).	65
Figura 45. Comparativo Modelo – VentyNet. (A) Flujo – tiempo ($R^2 = 0,899$), (B) Presión – tiempo ($R^2 = 0,903$).	66
Figura 46. Comparativo Modelo – VentyNet. (A) Flujo – tiempo ($R^2 = 0,934$), (B) Presión – tiempo ($R^2 = 0,912$).	66
Figura 47. Error relativo promedio entre la presión medida y PIP objetivo.....	67
Figura 48. Arquitectura de comunicación el sistema teleoperado.	69
Figura 49. Frontend de la interfaz teleoperada.	70

Tablas

Tabla 1. Parámetros modelo multicompartimental.	13
Tabla 2. Condiciones de las alarmas en [21].	14
Tabla 3. Modelados dinámicos del sistema respiratorio.	23
Tabla 4. Técnicas de control.	27
Tabla 5. Parámetros típicos de un ventilador mecánico.	31
Tabla 6. Requerimientos técnicos y funcionales para el soporte a la respiración humana.	33
Tabla 7. Trama de comunicación ESP-32 y elementos del sistema.	35
Tabla 8. Elementos de VentyNet [34].	37
Tabla 9. Parámetros del modelo analítico.	43
Tabla 10. Datos caracterización del tanque de mezcla.	52
Tabla 11. Escenarios para las pruebas experimentales.	64
Tabla 12. Resultados y errores experimentales.	67

Resumen

La respiración, esencial para la vida humana, se convierte en un desafío crítico para quienes enfrentan enfermedades respiratorias severas, lo que destaca la importancia de los ventiladores mecánicos como soporte vital en la atención médica. Este proyecto, desarrollado en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, se centra en el avance del prototipo *VentyNet*, un ventilador mecánico diseñado para ser tecnológicamente avanzado, seguro, fácil de operar y con bajo costo de mantenimiento. Esto es especialmente relevante después de la pandemia del COVID-19 que evidenció la fragilidad de los sistemas de salud y la necesidad urgente de dispositivos eficientes y accesibles, dejando una lección duradera sobre la importancia de estar preparados para futuras emergencias sanitarias. La complejidad del proyecto radica en su enfoque interdisciplinario, integrando las ingenierías electrónica y mecánica con la perspectiva de las ciencias de la salud para garantizar el cumplimiento de estándares técnicos y clínicos.

Este trabajo desarrolla una estrategia de control para implementar un nuevo modo de operación en el prototipo *VentyNet*, abordando tres ejes principales: el modelado analítico del comportamiento físico del sistema, el diseño e implementación de una estrategia de control para cumplir con los requerimientos en modo de presión control, y un avance inicial en la teleoperación del dispositivo. Estos procesos se realizaron considerando las condiciones reales de funcionamiento de un ventilador mecánico, con la caracterización de sus actuadores y sensores para garantizar un desempeño adecuado y fiable. La propuesta no solo permite mejorar el funcionamiento del ventilador en condiciones controladas, sino que también sienta las bases para futuras implementaciones de control remoto, ampliando su utilidad en entornos hospitalarios y situaciones de emergencia.

En la sección de pruebas y resultados, se verificó que los ciclos de respiración generados por el ventilador cumplieran con los parámetros ventilatorios establecidos, manteniendo un margen de error aceptable en el proceso. Además, se compararon los resultados experimentales con los obtenidos a partir del modelado analítico, utilizando el coeficiente de determinación (R^2) como métrica para evaluar el ajuste del modelo a los datos experimentales. Los resultados indican que la estrategia de control implementada es capaz de mantener las condiciones requeridas para la ventilación mecánica en el modo de presión controlada. No obstante, se observó la presencia de rizado en las curvas y un margen de error que, si bien están dentro de límites aceptables, representan áreas de oportunidad para mejoras futuras en la precisión y estabilidad del sistema. Estos hallazgos permiten avanzar en el desarrollo de ventiladores mecánicos más seguros y adaptables, con la posibilidad de implementar soluciones de teleoperación para una respuesta más eficiente en emergencias médicas.

Palabras clave- Ventilador mecánico, Prototipo *VentyNet*, Presión control, Estrategias de control.

1. Introducción

La respiración, un acto aparentemente simple, es la esencia misma de la vida humana. Sin embargo, por diferentes causas, tales como: enfermedades respiratorias severas o politraumatismos, una creciente población ve comprometida la capacidad de respirar de manera autónoma, convirtiéndose en un desafío monumental. En este contexto, surge la necesidad crítica de dispositivos de soporte respiratorio, con el ventilador mecánico emergiendo como una herramienta esencial en la atención médica como soporte de vida. En este proyecto confluyen diferentes campos de la investigación, tales como: la ingeniería electrónica, mecánica y la salud, para avanzar en el desarrollo de un ventilador mecánico innovador, abordando no solo las complejidades técnicas de la ventilación mecánica, sino también su profundo impacto en la calidad de vida de los pacientes.

La maximización de la dependencia tecnológica en este tipo de aplicaciones se hizo particularmente evidente en la reciente pandemia, denominada COVID-19, donde se resaltó la fragilidad de nuestros sistemas de atención médica y subrayó la urgencia de contar con ventiladores mecánicos eficientes y accesibles. Aunque la pandemia puede haber cedido, la experiencia ha dejado una impresión duradera en la mente colectiva de las personas, recordándonos la necesidad de preparación ante posibles emergencias sanitarias futuras. Este proyecto, concebido en respuesta a estas demandas, busca un avance en el prototipo de ventilador mecánico desarrollado por la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, denominado *VentyNet*, que no solo sea tecnológicamente avanzado sino también fácil de operar, seguro para el paciente y con bajo costo de mantenimiento.

La complejidad de este proyecto radica en su naturaleza colaborativa, ya que implica la integración de dos disciplinas distintas pero complementarias: las ingenierías electrónica y mecánica. Además, reconoce la importancia de la perspectiva de las ciencias de la salud para garantizar que el dispositivo no solo cumpla con estándares técnicos, sino que también sea adecuado y seguro desde el punto de vista clínico.

El presente capítulo abarca la siguiente estructura: la segunda sección expone el problema de investigación; la tercera sección se plantea la justificación que abarca al proyecto; la cuarta sección muestra el objetivo general y los objetivos específicos y en la quinta sección detalla la metodología para llevar a cabo los objetivos planteados.

Al integrar estos conocimientos, el objetivo es no solo contribuir al desarrollo tecnológico en la Universidad del Valle sino también ofrecer un avance a una solución concreta y significativa para mejorar la atención médica, particularmente en situaciones críticas donde la capacidad respiratoria se convierte en un recurso vital.

1.1 Planteamiento del problema

Las enfermedades respiratorias generan una inmensa carga para la salud de todo el mundo. Se calcula que 235 millones de personas sufren de asma, más de 200 millones de personas sufren una enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) y 65 millones padecen EPOC moderada-grave [1]. En el 2019, 3,2 millones de personas que padecían de EPOC fallecieron, convirtiéndola en la tercera causa de muerte a nivel mundial. Adicionalmente, 0,5 millones de personas murieron por complicaciones derivadas del asma este mismo año [2]. Recientemente, este crítico escenario ha empeorado debido a la pandemia del COVID-19, la cual ha multiplicado las emergencias por falla respiratoria y ocasionado la muerte de casi 7 millones de personas en todo el mundo [3].

Según la organización mundial de la salud (OMS) en la región de las Américas, en el 2019, las EPOC causaron 534.242 defunciones, con una tasa de 35,8 defunciones por 100.000 habitantes [4]. Colombia es el décimo país en la región que presenta mayor mortalidad siendo esta la cuarta causa de muerte en el país. El ministerio de salud explicó que en 2020 murieron 2.204 personas menores de 70 años en Colombia por EPOC. Se estima que 9 de cada 100 personas mayores de 40 años tienen una enfermedad obstructiva crónica en el país, con una prevalencia de 8,9%. Para abril de 2023 en Colombia ya se habían presentado 6,3 millones de casos de COVID-19 y un total de 142.713 muertes en todo el territorio [5].

Debido a esta emergencia sanitaria y al incremento en las muertes de pacientes que padecían una enfermedad respiratoria, la demanda de los ventiladores mecánicos aumentó a nivel mundial; cerca del 10% de los afectados con COVID necesitaba respiración asistida, lo que deja en evidencia la gran importancia de dichos dispositivos en los sistemas de salud.

¿Pero qué es y cómo funciona un ventilador mecánico? El ventilador mecánico es una máquina que genera un flujo de aire enriquecida de oxígeno a presión introducido en la vía aérea mediante un tubo y una mascarilla. Dicha máquina ayuda a personas que presentan dificultad para respirar por sus propios medios, su proceso de funcionamiento define dos fases, introducir (inspiración) a los pulmones y permitir la evacuación de aire de los mismos (expiración) con intervalos de frecuencia y parámetros previamente determinados [6].

Para los ventiladores mecánicos existen diferentes modalidades de funcionamiento, siendo frecuentemente utilizadas las denominadas: Ventilación Mandatoria Total (CMV) y Ventilación Mandatoria Intermitente (SIMV). La CMV se encarga de todo el ciclo respiratorio controlando el tiempo de inspiración, tiempo espiratorio, flujo y litros de gases lo cual se programa independientemente del esfuerzo del paciente. En este modo de funcionamiento el ventilador permite operar bajo dos formas distintas, denominadas volumen control y presión control, dependiendo de la variable controlada que sea configurada. Por otro lado, la modalidad SIMV asiste al paciente en sincronización con su respiración, es decir, el paciente puede interactuar con el ventilador para controlar el ciclo respiratorio, además, también permite una configuración de operación por volumen o por presión [6]. Para lograr que estas modalidades funcionen adecuadamente es necesario que el ventilador mecánico disponga de una correcta estrategia de control que gestione los recursos técnicos del dispositivo basado en la configuración de los parámetros ventilatorios por parte de un profesional de la salud.

A nivel internacional, se anticipa que la demanda de ventiladores mecánicos experimentará una tasa de crecimiento anual compuesta (CAGR) del 7,5% durante el periodo 2022-2027. Dentro de la tendencia mencionada, se ha generado un mercado de ventilación mecánica moderadamente competitivo, donde actores como Getinge AB, Medtronic PLC, Smiths Medical, entre otros, están introduciendo nuevos productos, mientras que otros se centran en la distribución de modelos existentes. A pesar de las propuestas interesantes y los avances tecnológicos, la importación de dichos equipos suele ser costosa y escasa debido a la alta demanda [7].

Considerando el contexto mencionado, el grupo interdisciplinario de innovación tecnológica y transformación eco social (BIONOVO) de la Universidad del Valle ha desarrollado un prototipo de emulador de ventilador mecánico denominado "VentyNet", en el marco del proyecto de investigación CI-898, financiado por la Universidad del Valle. Este dispositivo no está destinado para uso clínico en pacientes reales, sino que ha sido diseñado con fines académicos, específicamente para la formación de profesionales de la salud en el manejo de la ventilación mecánica. El equipo emula el comportamiento de los ventiladores comerciales,

permitiendo a los estudiantes familiarizarse con los principios y modos de operación típicos de estos sistemas [8].

Actualmente, este emulador opera únicamente en el modo de ventilación mandatoria controlada por volumen (CMV-VC), lo cual limita su utilidad para replicar escenarios clínicos más complejos, donde se requieren otros modos asistidos o espontáneos. En este contexto, este proyecto se orienta a mejorar la funcionalidad del equipo existente, mediante el diseño e implementación de una nueva estrategia de control que permita integrar un segundo modo de ventilación. De esta manera, se busca acercar el desempeño del VentyNet a los estándares de ventiladores comerciales y enriquecer las capacidades pedagógicas del simulador.

A mediano plazo, la Escuela de Ingeniería Mecánica contempla la posibilidad de escalar el diseño hacia equipos funcionales con aplicaciones clínicas, pero este trabajo se enmarca exclusivamente en el fortalecimiento del prototipo actual como herramienta educativa avanzada.

Con base en lo anterior, se plantea la siguiente pregunta que orienta el desarrollo de este proyecto: *¿Cómo utilizar teorías y tecnologías de control de asistencia para el soporte a la respiración humana con un ventilador mecánico?*

Para llevar a cabo el desarrollo del proyecto se hará uso del emulador de ventilador mecánico diseñado por la escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle llamado *VentyNet*. Este emulador se llevó a cabo bajo la orientación del profesor y codirector de esta propuesta José Isidro García Melo, en el cual se logró diseñar los componentes mecánicos del ventilador mecánico para el soporte a la función respiratoria humana.

1.2 Justificación

La ventilación mecánica se ha convertido en una herramienta vital en la atención médica, especialmente en situaciones en las que los pacientes experimentan dificultades respiratorias severas o insuficiencia respiratoria. Este proyecto permite a la Universidad del Valle avanzar en el desarrollo tecnológico aplicado a la salud, ofreciendo una contribución significativa a uno de los problemas más graves de la sociedad: las enfermedades respiratorias.

Durante la pandemia de COVID-19, la escasez de ventiladores mecánicos evidenció la necesidad urgente de contar con soluciones accesibles y de bajo costo para el soporte respiratorio. En respuesta a este desafío, la Universidad del Valle ha desarrollado el prototipo de ventilador mecánico *VentyNet*, un equipo que busca ser una alternativa tecnológica local, económica, de fácil operación y adaptable a diferentes modos de ventilación. Aunque en su etapa actual se plantea como simulador para la formación académica, su diseño modular y escalable sienta las bases para futuras versiones clínicas, ampliando así la capacidad de respuesta ante emergencias sanitarias.

Este dispositivo ofrece una solución al facilitar la capacitación de profesionales de la salud en el uso de ventilación mecánica y al mismo tiempo sirve como plataforma experimental para el desarrollo de nuevas estrategias de control, contribuyendo al fortalecimiento del conocimiento y la infraestructura tecnológica en el área biomédica. Asegurar su correcto funcionamiento bajo estándares de seguridad y electrónica no solo mejora la calidad del prototipo, sino que abre el camino hacia una posible producción local de ventiladores con mayores prestaciones, contribuyendo al avance tecnológico de la Universidad del Valle en beneficio del sistema de salud colombiano.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Desarrollar el control de asistencia en un ventilador mecánico para el soporte a la función respiratoria humana.

1.3.2 Objetivos específicos

1. Obtener una síntesis bibliográfica sobre técnicas de control de asistencia y modelado dinámico de un ventilador mecánico para el soporte a la respiración humana.
2. Definir los requerimientos de control de asistencia de un ventilador mecánico para el soporte a la respiración humana.
3. Obtener el modelado analítico de un ventilador mecánico para el soporte a la respiración humana.
4. Desarrollar una estrategia de control de asistencia en un ventilador mecánico para el soporte a la respiración humana.
5. Evaluar el desempeño del control de asistencia en un ventilador mecánico para el soporte a la función respiratoria humana a través de la implementación de un protocolo de pruebas piloto.

Aunque el enfoque individual en los trabajos de grado es una característica distintiva en nuestra universidad, sin embargo, el desarrollo de esta propuesta abarca un campo interdisciplinario donde se busca la integración de la ingeniería electrónica y mecánica con el campo médico en la solución de un problema presente a nivel mundial. En este contexto, la justificación para la colaboración entre dos estudiantes de ingeniería electrónica en este proyecto se fundamenta principalmente en la complejidad multidisciplinaria donde la naturaleza del proyecto demanda un abordaje integral que vaya más allá de las competencias convencionales de la ingeniería electrónica. Por otro lado, la división de tareas específicas permite que el desarrollo del proyecto presente mejor progreso y eficiencia de este.

2. Síntesis bibliográfica

2.1 Introducción

Dada la significativa repercusión global del COVID-19, se ha observado un notable incremento en el desarrollo de prototipos de ventiladores mecánicos destinados a atender las necesidades sanitarias emergentes. El propósito fundamental de este capítulo es investigar los modelos matemáticos y las técnicas de control aplicadas en la ventilación mecánica, para comprender la sinergia entre los componentes electrónicos y los algoritmos empleados para el soporte respiratorio humano.

En esta línea, se abordará una síntesis bibliográfica clara sobre la terminología especializada que abarca el ámbito de la ventilación mecánica. Este análisis comprensivo permitirá explorar cómo los modelos matemáticos, los sistemas de control y las estrategias algorítmicas se entrelazan para optimizar la eficacia y la seguridad de los dispositivos de ventilación mecánica, especialmente en el contexto de la atención médica intensiva durante crisis sanitarias como la provocada por la pandemia de COVID-19.

2.2 Respiración humana

La respiración representa un proceso esencial para la supervivencia humana, ya que implica la absorción de oxígeno y la expulsión de dióxido de carbono. La mecánica respiratoria se centra en cómo los músculos, los huesos y el sistema nervioso colaboran para facilitar el flujo de aire dentro y fuera de los pulmones. La expansión y contracción de los músculos intercostales y el diafragma desempeñan un papel fundamental al generar cambios de presión que posibilitan tanto la inhalación como la exhalación[1].

2.3 Anatomía básica del aparato respiratorio

El Aparato Respiratorio es un sistema complejo que comprende varias estructuras anatómicas como se observa en la Figura 1, cada una con funciones específicas. En cuanto a la resistencia de las vías respiratorias y las propiedades de los pulmones, es esencial comprender la anatomía básica relacionada con estas características [9].

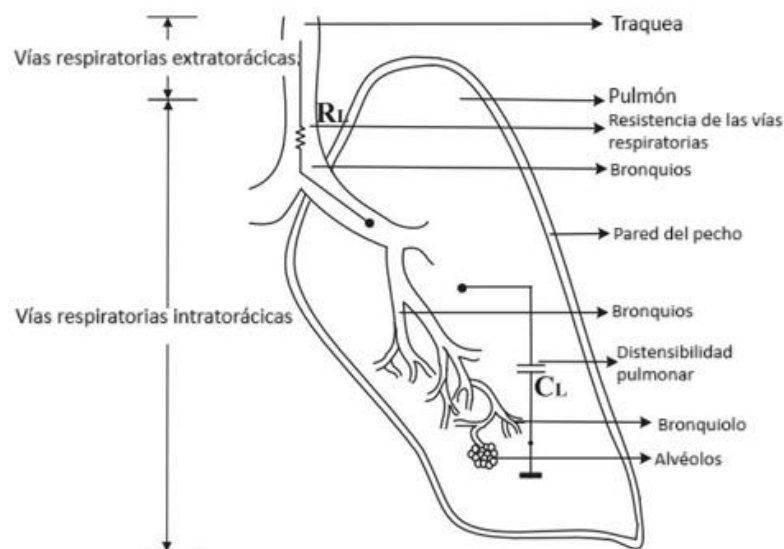


Figura 1. Anatomía del aparato respiratorio [9].

2.3.1 Vías Respiratorias superiores

Incluyen las fosas nasales, la boca, la faringe y la laringe. Estas estructuras están revestidas de tejido mucoso y ciliado, que humedece y filtra el aire inhalado, eliminando partículas y microorganismos [9].

2.3.2 Vías Respiratorias inferiores

Consisten en la tráquea, los bronquios y los bronquiolos, que se ramifican en bronquiolos cada vez más pequeños hasta llegar a los alvéolos pulmonares. La tráquea está formada por anillos cartilaginosos que le proporcionan rigidez y evitan su colapso, mientras que los bronquios y bronquiolos están rodeados por músculo liso que regula su diámetro y, por lo tanto, la resistencia al flujo de aire [9].

2.3.3 Pulmones

Los pulmones son los órganos principales del sistema respiratorio y están compuestos por estructuras especializadas llamadas alvéolos. Los alvéolos son sacos microscópicos rodeados de capilares sanguíneos donde ocurre el intercambio gaseoso. La pared de los alvéolos está formada por células delgadas y elásticas que permiten la difusión de oxígeno desde el aire hacia la sangre y la eliminación de dióxido de carbono desde la sangre hacia el aire [9].

2.3.4 Resistencia, compliancia y elastancia del sistema respiratorio

Las vías respiratorias presentan una resistencia que se debe principalmente al diámetro de los bronquios y bronquiolos, así como a la viscosidad del aire y a la turbulencia generada por la geometría de estas estructuras. La compliancia y la elastancia de los pulmones son dos propiedades importantes que se relacionan con su capacidad para expandirse y contraerse durante la respiración. La compliancia se refiere a la facilidad con la que los pulmones pueden expandirse, mientras que la elastancia se refiere a su capacidad para volver a su forma original después de la expansión [9].

2.4 Terminología en ventilación mecánica

La ventilación mecánica se conoce como todo procedimiento de respiración artificial que emplea un dispositivo para suplir o ayudar con la función respiratoria de una persona (ver Figura 2) que no puede realizar esta acción por sus propios medios, de forma que mejora los requerimientos de oxigenación y ventilación del individuo [10].

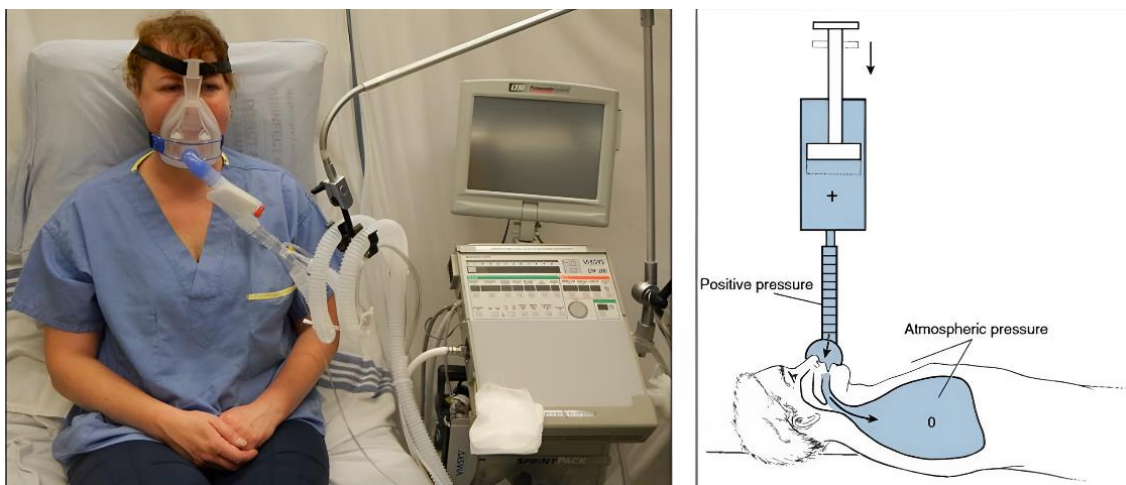


Figura 2. Ventilación mecánica [11].

2.4.1 Frecuencia respiratoria

Es el concepto que mide el número de inspiraciones, seguidas de una espiración que se puede contar en un minuto, donde su abreviación es respiración por minuto (rpm). En condiciones normales de una persona adulta la frecuencia respiratoria es de 12 a 20 rpm [10].

2.4.2 Tiempos inspiratorios

Se refiere al período de tiempo durante el cual una persona está inhalando aire durante cada ciclo respiratorio. Es la fase en la que los músculos respiratorios, especialmente el diafragma y los músculos intercostales, se contraen para expandir la cavidad torácica y permitir que entre el aire en los pulmones [12].

2.4.3 Tiempos espiratorios

Es el período de tiempo durante el cual una persona está exhalando aire durante cada ciclo respiratorio. Es la fase en la que los músculos respiratorios se relajan y la elasticidad de los pulmones y tejidos permite que el aire salga de los pulmones hacia el exterior [12].

2.4.4 Relación I: E

Es la fracción de tiempo que se dedica a la inspiración y la espiración en cada ciclo respiratorio. Habitualmente se utiliza una relación I/E de 1/2 a 1/3 como se observa a continuación [12].

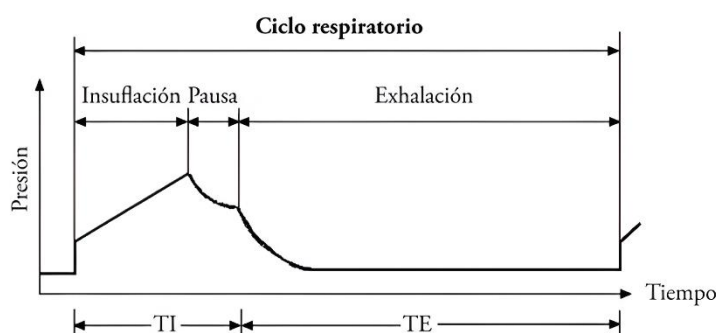


Figura 3. Relación tiempo inspiratorio (TI) y tiempo espiratorio (TE)[12] .

2.4.5 Presión positiva al final de la espiración

La presión positiva al final de la espiración (en inglés, Positive End-Expiratory Pressure, PEEP) se refiere a la presión positiva mantenida en las vías respiratorias al final de la espiración durante la ventilación mecánica. Se utiliza para mantener las vías respiratorias abiertas y mejorar la oxigenación al final de la espiración [13].

2.4.6 Presión inspiratoria pico

La presión inspiratoria pico (en inglés, Peak Inspiratory Pressure, PIP) es la máxima presión alcanzada al finalizar la fase inspiratoria. Este valor es importante porque puede indicar la resistencia de las vías respiratorias, la compliancia pulmonar y la adecuación de la ventilación [13].

2.4.7 Volumen tidal

Se refiere al volumen de aire que se inhala y exhala durante cada ciclo respiratorio en condiciones de reposo. El volumen tidal es una medida clave en la evaluación de la ventilación pulmonar y la capacidad del sistema respiratorio para mantener una adecuada oxigenación y eliminación de dióxido de carbono [13].

El volumen tidal se mide en mililitros (mL) y, en condiciones normales, oscila entre 350 y 500 mL en adultos, aunque estos valores pueden variar según factores como la edad, el sexo, la talla y el estado de salud del individuo [13].

2.5 Ventilador mecánico

En 1864, un paso fundamental en la ventilación mecánica fue la creación de los primeros ventiladores mecánicos, aunque la mayoría de estos funcionaban con presión negativa como se ilustra en la Figura 4. El primero de ellos fue el creado por Alfred Jones, en el cual el principio básico de este aparato era un cambio de presión dentro del ventilador el cual provocaba que el aire se moviera dentro y fuera del paciente [14].

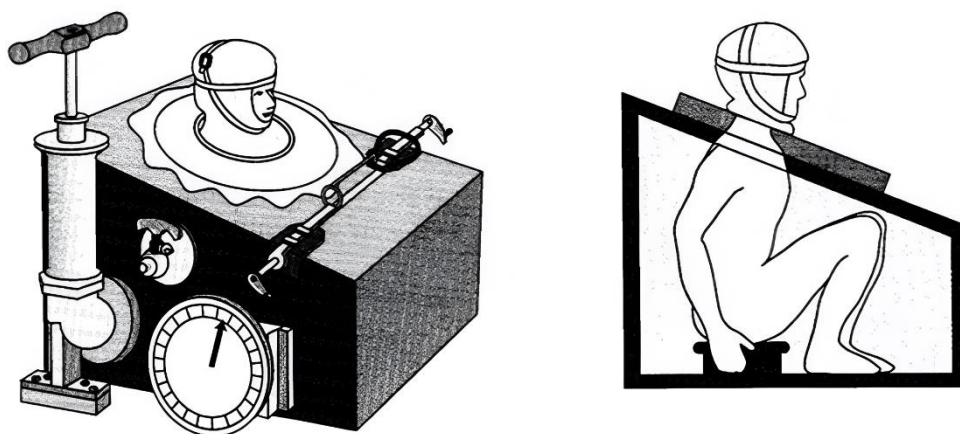


Figura 4. Ventilador de presión negativa [14].

En Dinamarca en el año 1953 debido a la epidemia de poliomielitis, se impulsó la creación de un nuevo ventilador mecánico con presión positiva (Figura 5), creado por Engström, capaz de mandar al paciente volúmenes predeterminados de aire. El uso de este respirador con presión positiva constituyó lo que se podría denominar el nacimiento de la ventilación mecánica moderna [14].



Figura 5. Modelo del respirador Engström (1953) [14].

Desde la década de los setenta, el empleo de ventiladores mecánicos se extendió ampliamente en las unidades de cuidados intensivos (UCI) de la mayoría de los hospitales. Estos dispositivos contaban con ajustes avanzados para adaptarse a las necesidades específicas de cada paciente [14].

El siguiente paso en la ventilación mecánica vino con la creación de las modalidades ventilatorias tales como: ventilación mandatoria total (CMV), ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV), ventilación presión soporte (PSV) [14].

2.5.1 Ventilación mandatoria total

La ventilación mandatoria total (CMV) es la modalidad donde el ventilador mecánico que se encarga de todo el ciclo respiratorio, controlando el tiempo de inspiración, tiempo espiratorio, flujo y litros de gases. Lo cual se programa independientemente del esfuerzo del paciente [13].

2.5.2 Ventilación mandatoria intermitente sincronizada

La ventilación mandatoria intermitente sincronizada (SIMV) es la modalidad en base a la asistencia parcial, es decir, el paciente puede interactuar con el ventilador para controlar el ciclo respiratorio. Se caracteriza porque el paciente puede iniciar el ciclo respiratorio y también lo puede terminar, el ventilador le da un soporte solo cuando el paciente lo requiera [13].

2.5.3 Ventilación presión soporte

En la ventilación presión soporte (PSV) el ventilador proporciona una presión positiva durante la inspiración espontánea del paciente, ayudando a superar la resistencia de las vías respiratorias y facilitando la entrada de aire. Este modo es vital para el destete de pacientes que han estado con ventilación controlada por mucho tiempo y también para pacientes con daños neurológicos [13].

Los tres modos ventilatorios mencionados pueden operar utilizando dos variables principales: volumen control (VC) y presión control (PC). Esta clasificación es suficiente para abordar la mayoría de los objetivos clínicos, ya que se basa en cinco patrones de respiración posibles, dos de los cuales son de control de volumen, VC-CMV y VC-SIMV, y tres de control de presión, PC-CMV, PC-SIMV y PC-PSV.

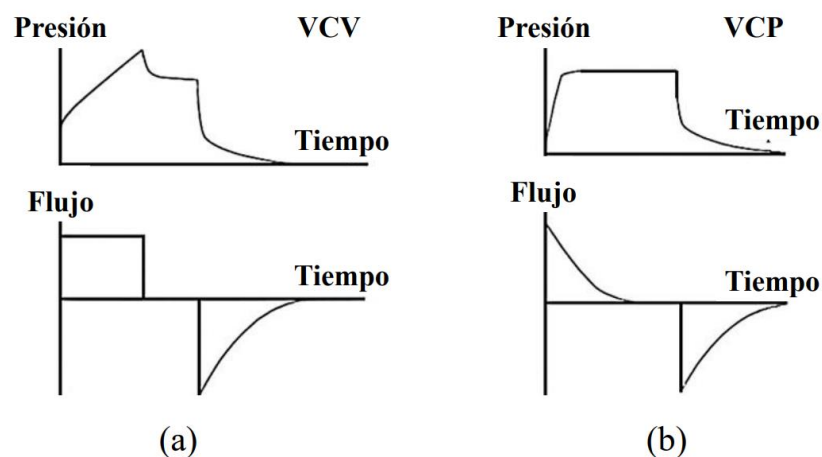


Figura 6. Curvas típicas de los modos ventilatorios.

(a) Ventilación controlada por volumen. (b) Ventilación controlada por presión[15].

La evolución del ventilador mecánico evidencia que la integración de las estrategias de control y los sistemas electrónicos asociados han permitido una mejor asistencia a la respiración humana y se estima que las futuras generaciones sean caracterizadas por su capacidad de conectividad y asistencia al especialista de la salud mediante técnicas de inteligencia artificial y machine learning.

2.6 Modelado dinámico del sistema respiratorio.

Los modelos dinámicos permiten representar y analizar sistemas complejos de una manera precisa y comprensible. Estos modelos proporcionan una herramienta invaluable para comprender el comportamiento de sistemas reales, predecir su evolución futura, diseñar soluciones eficientes y optimizar procesos.

En la ventilación mecánica, se puede emplear un modelo dinámico para describir la mecánica pulmonar del paciente, lo cual desempeña un papel crucial en la evaluación de nuevos modos ventilatorios y la optimización de los métodos convencionales. Así mismo, dicho modelo del sistema ventilador-paciente se utiliza en diversos estudios de laboratorio y programas de capacitación para profesionales de la salud. A continuación, se presentan modelados dinámicos encontrados en la literatura.

2.6.1 Modelo unicompartimental del sistema respiratorio.

Para analizar el funcionamiento del sistema de ventilación pulmonar, se emplea un enfoque basado en el modelo unicompartimental. Este modelo simplifica el complejo sistema respiratorio al considerar un único alveolo y una sola vía aérea como se aprecia en la Figura 7, lo que permite una comprensión más clara y detallada del proceso de ventilación [16].

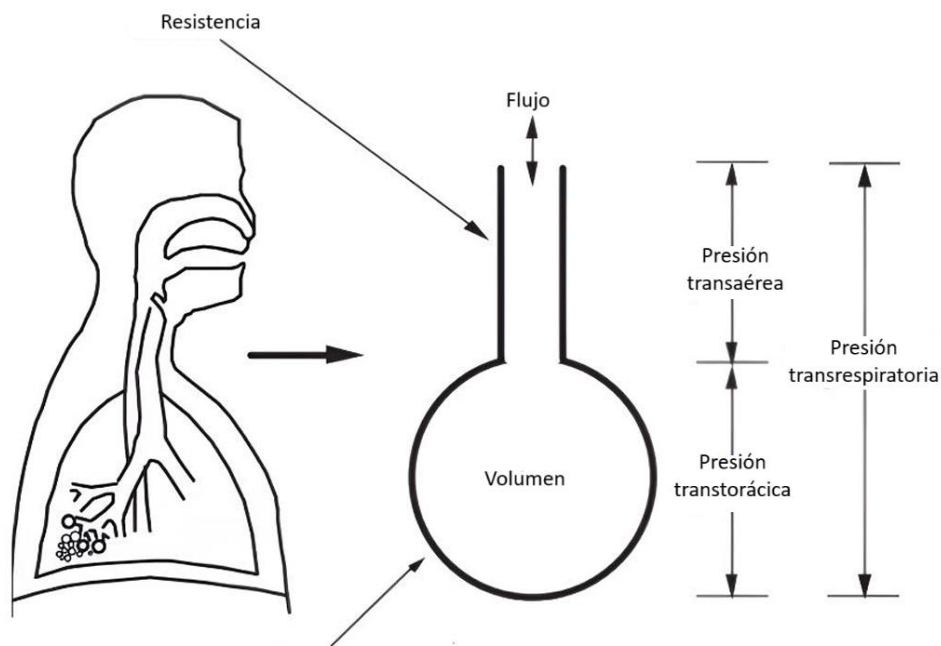


Figura 7. Modelado unicompartimental del sistema de respiratorio [16].

Los parámetros asociados con la mecánica ventilatoria pueden adaptar propiedades eléctricas, permitiendo así una representación equivalente en términos eléctricos (ver Figura 8). Por ejemplo, la resistencia en las vías respiratorias y la compliancia pulmonar pueden ser equiparados a una resistencia y a un capacitor, respectivamente, la presión que produce el flujo de aire dentro del sistema respiratorio equivale a la dinámica presentada por el voltaje y la corriente eléctrica. Esta analogía eléctrica facilita el análisis y comprensión del sistema respiratorio desde una perspectiva más familiar, permitiendo aplicar conceptos y técnicas eléctricas para estudiar la ventilación pulmonar de manera efectiva.

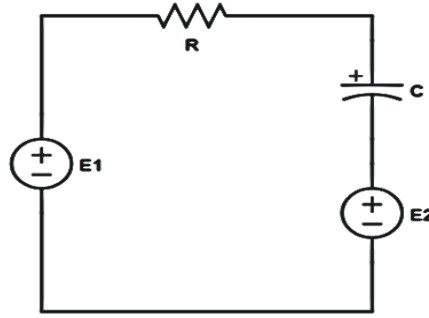


Figura 8. Circuito eléctrico equivalente del modelo unicompartimental [17].

De esta manera, por la segunda ley de Kirchhoff se tiene:

$$-E_1 + V_r + V_c + E_2 = 0 \quad (2.1)$$

$$-E_1 + iR + \frac{1}{C} \int i dt + E_2 = 0 \quad (2.2)$$

Sustituyendo los parámetros eléctricos por sus equivalentes variables ventilatorias en la ecuación 2.2.

$$-P_1 + RQ + \frac{1}{c} \int Q dt + P_2 = 0 \quad (2.3)$$

Donde Q es el flujo de aire dentro de las vías respiratorias, P_1 es la presión ventilatoria (P_{vent}), P_2 representa el PEEP y $1/c$ corresponde a la compliancia pulmonar. De este modo.

$$P_{vent} = RQ + \frac{1}{c} \int Q dt + PEEP \quad (2.4)$$

Teniendo en cuenta que $\int Q dt = V(t)$, donde $V(t)$ es el volumen al interior del paciente, se puede reformular ecuación como.

$$P_{vent} = R \frac{dV}{dt} + \frac{1}{c} V(t) + PEEP \quad (2.5)$$

La Ecuación 2.5, comúnmente conocida como la Ecuación del Movimiento del Sistema Respiratorio, constituye una descripción matemática fundamental que ilustra el funcionamiento del sistema respiratorio durante la respiración asistida. En ella se contemplan diversos factores clave, incluyendo la resistencia de las vías respiratorias, la compliancia pulmonar, así como el flujo de aire y la presión aplicada durante la ventilación mecánica[18]

2.6.2 Modelo multicompartimental para el sistema respiratorio

El modelo propuesto por Michael C.K. Khoo (ver Figura 9), delineado en su libro "*Physiological Control Systems: Analysis, Simulation, and Estimation*", ofrece una descripción detallada de la mecánica pulmonar. En este modelo, las vías respiratorias se dividen en dos categorías distintas: las vías aéreas más grandes o centrales, y las vías aéreas más pequeñas o periféricas, caracterizadas por las resistencias mecánicas del fluido, R_c y R_p , respectivamente [19].

Además, el ingreso de aire a los alveolos también provoca una expansión en la cavidad de la pared torácica por el mismo volumen, lo cual se representa mediante la conexión de las complancias del pulmón (C_l) y de la pared torácica (C_w). Sin embargo, en condiciones normales y frecuencias respiratorias regulares, una pequeña fracción del volumen de aire que ingresa al sistema respiratorio se desvía de los alveolos. Esta desviación se vuelve más significativa si la enfermedad conduce a la obstrucción de las vías aéreas periféricas, lo que se refleja en un aumento de la resistencia R_p [19].

Para tener en cuenta este efecto, se introduce una complancia en derivación, C_s , en paralelo con C_l y C_w en el modelo. Esta adición permite capturar de manera precisa los cambios en la distribución del aire dentro del sistema respiratorio, ofreciendo una representación más completa y realista de la dinámica pulmonar en diversas condiciones fisiológicas y patológicas [19].

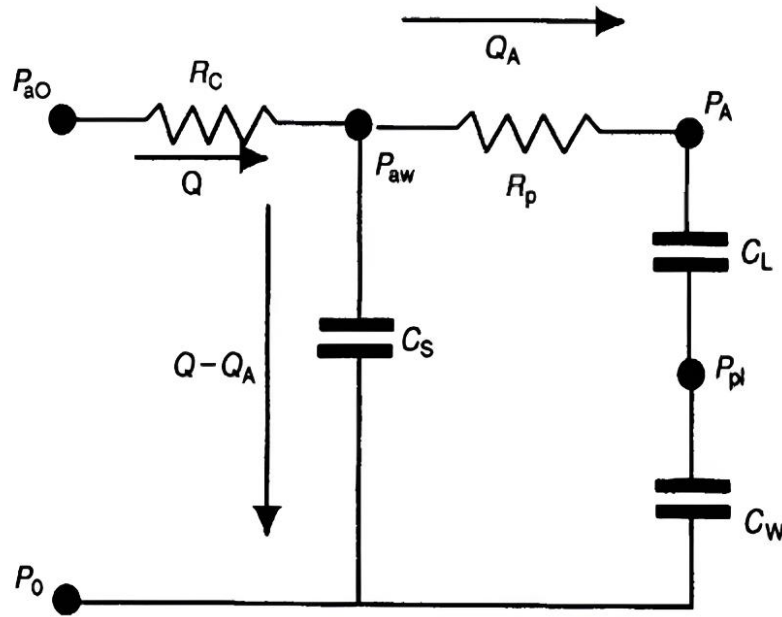


Figura 9. Modelo eléctrico equivalente del sistema respiratorio multicompartimental[19].

A partir de la segunda ley de Kirchhoff, aplicada en el nodo P_{aw} , si el flujo suministrado a los alveolos es Q_A , entonces el flujo desviado debe ser $Q - Q_A$. Por lo tanto, en el circuito cerrado formado por C_s , R_p , C_l y C_w , se tiene.

$$R_p Q_A + \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} \right) \int Q_A dt = \frac{1}{C_S} \int (Q - Q_A) dt \quad (2.6)$$

En el circuito que contiene R_c y C_s , de acuerdo con la segunda ley de Kirchhoff, se tiene.

$$P_{ao} = R_c Q + \frac{1}{C_s} \int (Q - Q_A) dt \quad (2.7)$$

Las ecuaciones (2.6) y (2.7) definen el comportamiento del modelo multicompartimental.

Los parámetros estándares de las variables presentes en el modelo multicompartimental se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1. Parámetros modelo multicompartimental.

Parámetro	Descripción	Valor	Unidad
R_c	Resistencia central de las vías respiratorias	1	$\frac{cm H_2O}{L/s}$
R_p	Resistencia periféricas de las vías respiratorias	0.5	
C_L	Compliancia del pulmón	200	$\frac{ml}{cm H_2O}$
C_S	Compliancia del alveolo	200	
C_w	Compliancia pared torácica	5	

2.7 Técnicas de control de asistencia para el soporte a la respiración humana.

Esta sección se enfoca en especificar diferentes técnicas de control utilizadas en el soporte a la respiración humana, clasificadas dependiendo el modo de operación deseado.

2.7.1 Técnicas de control de asistencia por presión

El artículo titulado *"ResUHUrg: A Low Cost and Fully Functional Ventilator Indicated for Application in COVID-19 Patients"*, desarrollado por la Universidad de Huelva en España, presenta el diseño de un ventilador con capacidad para regular la presión de manera independiente tanto durante la inspiración como durante la espiración. La flexibilidad para ajustar estas presiones resulta fundamental, ya que permite al personal médico incrementar la ventilación por minuto, garantizando así volúmenes corrientes adecuados según las necesidades del paciente y reduciendo el riesgo de daños pulmonares. Este ventilador opera mediante la generación de un flujo constante de aire ajustado a la presión máxima seleccionada. Este flujo se regula mediante una válvula solenoide que dirige el flujo hacia el paciente, controlando tanto la presión inspiratoria máxima como la presión al final de la espiración [20].

Basado en las condiciones *ResUHUrg* permite implementar dos modos de ventilación según sea necesario, modo asistido y modo controlado como se observa en la Figura 10.

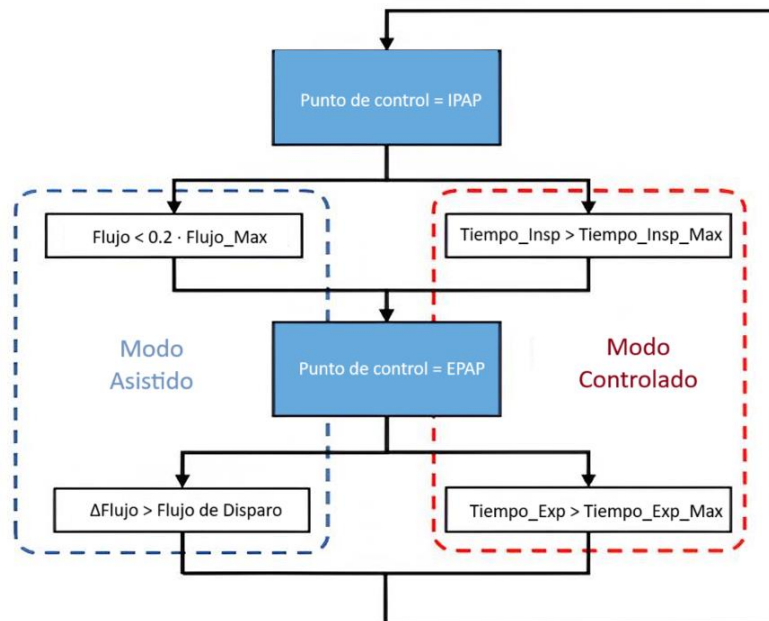


Figura 10. Diagrama flujo del modo de operación del ventilador ResUHUrg [20].

El control de la presión se logra mediante la regulación de una válvula solenoide de tres vías, cuyo vástago se posiciona gracias a un servomotor. Este mecanismo permite que el ángulo de rotación del servomotor determine la apertura del conducto y, en consecuencia, la cantidad de flujo de aire dirigido al paciente. Para monitorear este proceso, se utilizan sensores de flujo, presión y oxígeno, los cuales proporcionan información crucial sobre el ciclo respiratorio. Toda esta información es visualizada a través de una interfaz gráfica, facilitando la interpretación y el ajuste del sistema según las necesidades del paciente [20].

En la propuesta titulada *"Low-Complexity System and Algorithm for an Emergency Ventilator Sensor and Alarm"* desarrollada por estudiantes de la Universidad de Illinois en Estados Unidos, se implementó una estrategia de control basada en sensores de presión y alarmas para ventiladores mecánicos (ver Tabla 2). El algoritmo diseñado implica que un experto en respiración mecánica configure los parámetros necesarios para el paciente, los cuales son luego monitoreados por los sensores integrados en el ventilador. Durante cada ciclo respiratorio, las mediciones obtenidas son comparadas con los rangos predefinidos para una respiración adecuada, si alguno de estos parámetros excede los límites establecidos, se activa una alarma que indica la necesidad de ajustar la configuración del ventilador para garantizar la respiración óptima del paciente [21].

Tabla 2. Condiciones de las alarmas en [21].

Alarma	Condición	Rango ajustable en RapidAlarm
Presión alta	$P[t] > P_{max}$	$30 \leq P_{max} \leq 90 \text{ cm H}_2\text{O}$
Presión baja	$P[t] < P_{min}$	$1 \leq P_{min} \leq 20 \text{ cm H}_2\text{O}$
Frecuencia alta	$RR[n] > RR_{max}$	$15 \leq RR_{max} \leq 60 \text{ rpm}$
Frecuencia alta	$RR[n] < RR_{min}$	$5 \leq RR_{min} \leq 15 \text{ rpm}$

El algoritmo implementado para el monitoreo del ventilador mecánico presenta una baja complejidad computacional, el uso de memoria para su implementación es reducida. Por otro lado, el algoritmo se basa en las variables establecidas por el profesional de la salud como el PEEP, PIP y FR las cuales son monitoreadas en cada ciclo respiratorio y se verifican con las condiciones de las alarmas establecidas [21].

La Universidad de Queensland en India presento el proyecto *"NeT-Vent: Low-Cost, Rapidly Scalable and IoT-enabled Smart Invasive Mechanical Ventilator with adaptive control to reduce incidences of Pulmonary Barotrauma in SARS-CoV-2 patients"*. Este proyecto cuenta con un sistema de control diseñado para ajustar el suministro de flujo de aire al paciente según sus necesidades. La recopilación de datos en tiempo real de los signos vitales del paciente mediante sensores es fundamental para el proceso de asistencia respiratoria. Un sensor de baja presión supervisa el flujo de aire desde el dispositivo hacia el paciente, mientras que un transductor de presión garantiza el suministro de oxígeno a la presión adecuada desde el tanque.

Además, el aire exhalado se analiza mediante un sensor de CO₂, cuyos datos son utilizados por el microcontrolador para ajustar la presión y el flujo de manera precisa. El microcontrolador está programado con un algoritmo de control personalizado basado en el método proporcional-integral-derivativo (PID), que mantiene los parámetros respiratorios en niveles óptimos durante todo el ciclo respiratorio, en la Figura 11, se presente el diagrama del proyecto mencionado [22].

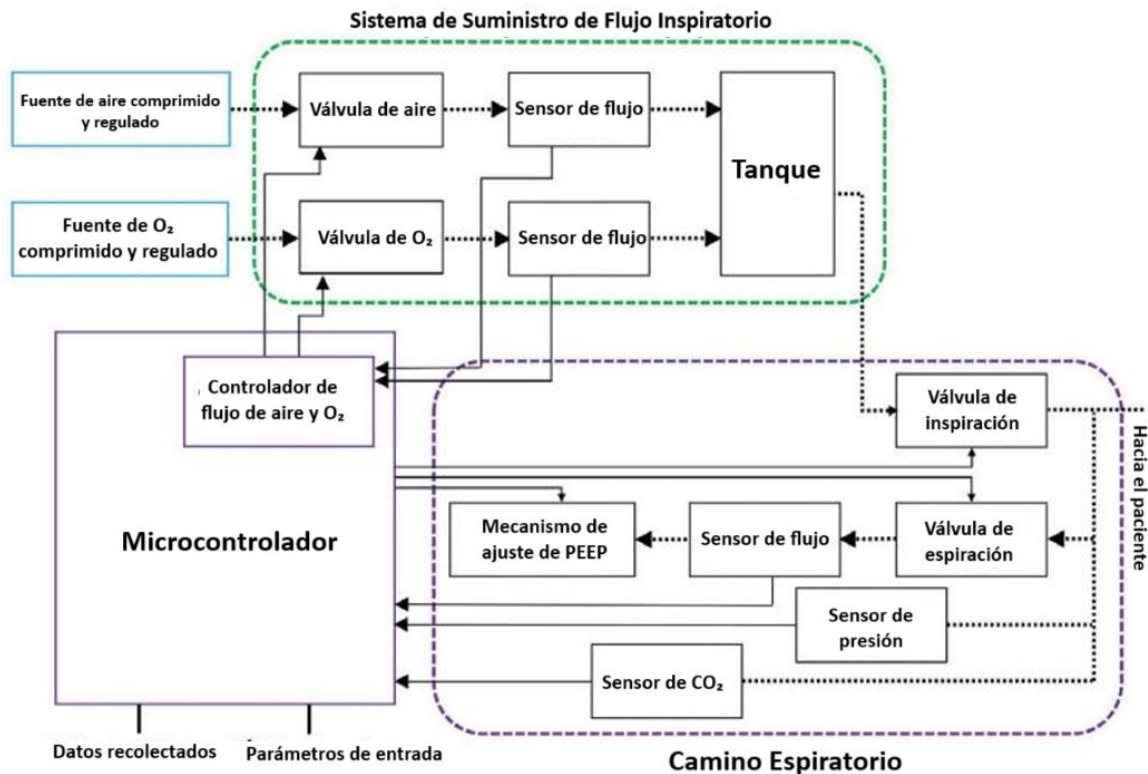


Figura 11. Diagrama de bloques que representa el funcionamiento del ventilador en [22].

Con el objetivo de desarrollar un ventilador mecánico en modo asistido/controlado por presión, la Universidad de las Américas en Ecuador ha presentado una propuesta titulada “*Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión*”. El ventilador mecánico cuenta con un diseño que incluye tanto una línea de inspiración como una de espiración, la primera comienza con un tanque mezclador de oxígeno, responsable de almacenar los flujos de aire y oxígeno con las proporciones adecuadas para cada paciente. Este flujo combinado pasa a través de una válvula de regulación de caudal y una segunda válvula proporcional que controla la apertura y cierre durante el ciclo inspiratorio. Además, esta línea está equipada con sensores de presión y oxígeno para garantizar una monitorización constante del proceso. Por otro lado, la línea de espiración está compuesta por una electroválvula de salida y un sensor de presión que supervisa el aire exhalado por el paciente. Finalmente, esta línea concluye con un filtro de aire [23].

Todas las señales obtenidas de las mediciones de las variables (presión, flujo, FiO₂) a través de los sensores son acondicionadas mediante un amplificador de instrumentación AD620. Este amplificador está configurado para permitir la edición de la ganancia y el offset de las señales. Finalmente, las señales son recibidas por una tarjeta de procesamiento Raspberry Pi 3, la cual genera la señal de control enviada al actuador. El actuador consiste en una válvula proporcional acoplada a un regulador de presión de alta fidelidad, que facilitan el control de la presión de aire suministrada al paciente [23].

En el artículo [24] se detalla un estudio que aborda la implementación de un control proporcional-integral (PI) en un ventilador mecánico para regular el flujo inspiratorio.

El diseño del sistema neumático (ver Figura 12) incluye inicialmente un regulador de presión para ajustar la cantidad de aire según las necesidades médicas. Además, el flujo de aire se controla mediante una válvula de flujo proporcional antes de dirigirse al tanque de mezcla. La

salida de la mezcla es monitoreada mediante sensores de oxígeno y presión para después ser suministrada al paciente [24].

El algoritmo implementado en el microcontrolador Teensy 4.0 se encarga de controlar la válvula de flujo proporcional, comparando los parámetros predefinidos con los datos obtenidos por los sensores en las líneas de inspiración y espiración. Durante el ciclo de inspiración, se determinan los parámetros de compliancia y resistencia del paciente para ajustar la válvula proporcional según el flujo inspiratorio requerido. Por otro lado, durante el ciclo espiratorio, el paciente exhala aire que pasa a través de sensores de presión y oxígeno antes de ser dirigido hacia una válvula de regulación hacia el escape, asegurando el valor de PEEP definido por el especialista de la salud [24].

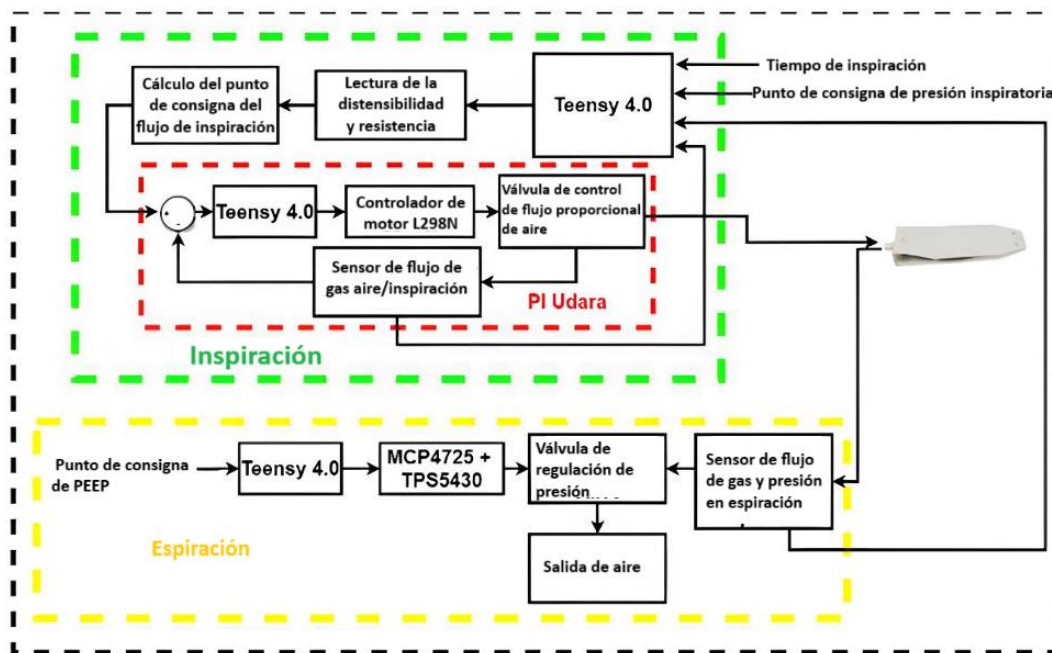


Figura 12. Diagrama de bloques del control de presión en [24].

2.7.2 Técnicas de control de asistencia por volumen

En la conferencia internacional anual de la IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), se presentó un proyecto clave en respuesta a la emergencia del COVID-19. Este trabajo, titulado *"Low-cost, rapidly deployable emergency mechanical ventilators during the COVID-19 pandemic in a developing country: Comparing development feasibility between bag-valve and positive airway pressure designs"*, destacó el desarrollo de un ventilador mecánico innovador [25].

Este ventilador se basa en el diseño de una válvula de bolsa, donde una palanca controlada por un actuador mecánico aprieta una bolsa para generar el volumen de aire necesario para el paciente. El prototipo incorpora la detección de presión y la estimación del flujo mediante sensores de presión de silicio integrados y un sensor de flujo proximal. Estos sensores proporcionan datos cruciales para controlar la apertura y la presión, manteniéndolas dentro del rango adecuado para la ventilación mecánica [25].

El algoritmo de control implementado opera en un sistema de lazo abierto, donde el desplazamiento de la palanca se ajusta para generar el flujo de aire necesario. Los profesionales de la salud pueden ajustar manualmente el sistema para proporcionar un volumen tidal dentro de un tiempo de inspiración predefinido. El porcentaje de compresión de la bolsa por la palanca

determina el nivel de volumen tidal y la frecuencia respiratoria entregada al paciente. Un controlador lógico programable recibe los datos de los sensores y toma decisiones para garantizar la respiración adecuada del paciente, comparando los parámetros medidos con estándares predefinidos [25].

Para el sistema neumático del ventilador, se empleó una válvula inspiratoria proporcional estándar de accionamiento directo. Esta válvula es esencial para modular el flujo y la frecuencia respiratoria, adaptándose a las necesidades individuales de cada paciente. Para la etapa de espiración, se utilizó una válvula solenoide, ya que la exhalación es un proceso pasivo que requiere un flujo de aire sin restricciones [25].

Durante el período del COVID-19, la escasez de válvulas proporcionales llevó al Departamento de Bioingeniería del Imperial College London, en Inglaterra, a desarrollar un diseño de ventilador mecánico presentado en el artículo titulado *"A Novel Ventilator Design for COVID-19 and Resource-Limited Settings"*. En este diseño, se emplearon válvulas solenoides de dos puertos (encendido y apagado) para cumplir con los requisitos operativos del ventilador mecánico [26].

El diseño neumático (ver Figura 13) incorpora dos válvulas solenoides para la mezcla de oxígeno y aire. Dado que estas válvulas no ofrecen un control de flujo continuo como lo harían las válvulas proporcionales, la mezcla se almacena en un reservorio con parámetros adecuados antes de ser suministrada al paciente. Durante la inhalación, se abre una tercera válvula para permitir el flujo de aire desde el reservorio de mezcla hacia el paciente. Una vez que se ha suministrado el volumen tidal definido, la válvula se cierra. Durante este proceso, el flujo suministrado se monitorea mediante un sensor de oxígeno y un sensor de presión, con el fin de regular los parámetros de la mezcla entregada [26].

Para la exhalación, se abre la válvula de salida y se concluye cuando la presión dentro del paciente alcanza el valor de PEEP establecido por el profesional médico [26].

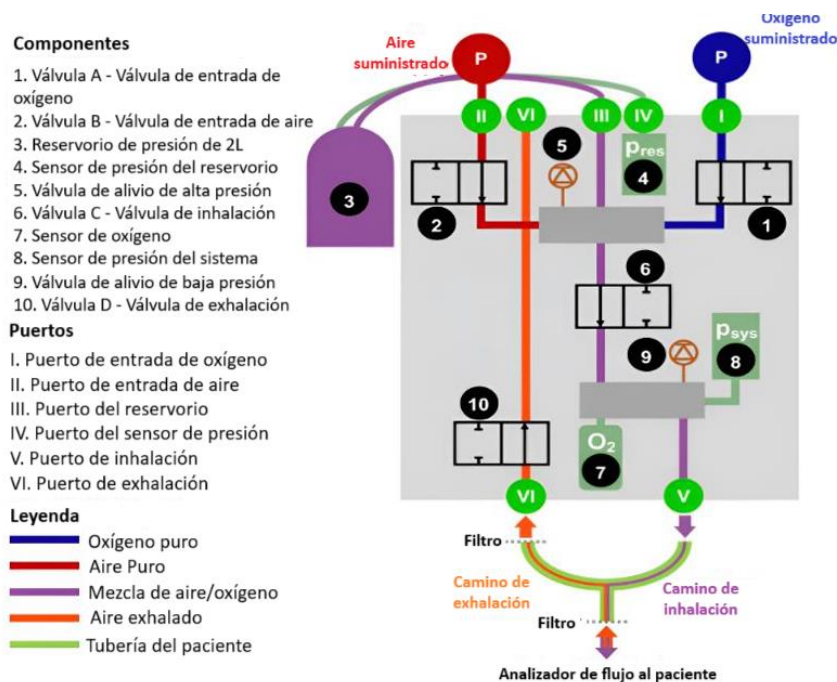


Figura 13. Esquema del diseño propuesto en [26].

Para el correcto funcionamiento del ventilador mecánico, el algoritmo depende de parámetros configurados por el especialista de la salud. Estos incluyen el volumen tidal, la frecuencia

respiratoria, el PEEP, la proporción de tiempo de inspiración a espiración y la fracción de oxígeno inspirado. Estos parámetros son continuamente comparados en tiempo real con los datos obtenidos por los sensores. De esta manera, el algoritmo de control ajusta dinámicamente los tiempos de apertura y cierre de las válvulas para garantizar un suministro adecuado de oxígeno y una ventilación efectiva para el paciente [26].

Con el propósito de diseñar un ventilador mecánico que pudiera ser rápidamente producido y distribuido a nivel mundial, se presentó la propuesta *"MIT Emergency-Vent: An Automated Resuscitator Bag for the COVID-19 Crisis"*. Este sistema emplea un innovador conjunto de pinzas robóticas, basadas en servomotores, para automatizar el apretado uniforme de una bolsa de resucitación manual desde ambos lados, proporcionando ventilación conforme a parámetros clínicamente especificados [27].

Para simplificar el diseño del ventilador, el equipo identificó cinco ajustes mínimos necesarios durante el proceso de ventilación asistida: volumen tidal, frecuencia respiratoria, relación inspiración-expiración, PEEP (presión positiva al final de la espiración) y un umbral de disparo de control de asistencia. Estos deben ser configurados y ajustados por un clínico, basándose en el monitoreo de los signos vitales del paciente [27].

En consecuencia, se desarrolló un diseño de doble agarre simétrico que aprieta uniformemente la bolsa desde ambos lados, basado en miembros pivotantes (dedos) con superficies convexas que establecen un contacto rodante. Estos dedos están engranados en sus puntos de pivote base, de modo que son accionados por un solo motor, proporcionando así el flujo de aire al paciente. Se utiliza un sensor de presión para medir tres presiones clave que deben ser mostradas para cada ciclo respiratorio: presión inspiratoria pico, presión meseta y PEEP. Aunque estos valores no son controlados directamente, se utilizan para proporcionar retroalimentación al personal de salud y activar condiciones críticas de alarma [27].

La función principal del sistema de control es tomar los parámetros de la forma de onda a partir de los ajustes realizados por el operador y controlar el motor para producir el flujo de aire correcto que genere una forma de onda coincidente. Para lograr esto, se implementó un par de bucles PID (Proporcional, Integral, Derivativo) en el controlador del motor, ajustados específicamente para este dispositivo bajo carga. El primer controlador PID sigue el punto de consigna de velocidad deseado y asegura que el motor siga el perfil de flujo. Una vez que el motor está cerca del objetivo, se emplea el controlador PID de posición para ajustar la posición final del motor, garantizando así que se entregue el volumen correcto de aire. Este enfoque de dos fases garantiza el cumplimiento de los estrictos requisitos de tiempo y posición, así como la entrega del volumen de aire no solo en el tiempo especificado, sino también a la velocidad especificada por el profesional de la salud [27].

Para mitigar la escasez de ventiladores durante la emergencia sanitaria del COVID-19 en Perú, la Universidad Católica del Perú presentó un artículo de investigación titulado *"Design and analysis of a mechanical ventilation system based on cams"*. Este sistema opera utilizando un mecanismo de compresión mediante levas equipado con sensores y un algoritmo de control de la frecuencia respiratoria [28].

El funcionamiento del sistema se basa en un motor de corriente continua que transmite par y rotación a una leva. Esta leva impulsa un seguidor oscilante, el cual comprime una bolsa de aire para aumentar la presión interna y así generar un flujo de aire hacia el paciente. Para satisfacer los requisitos de ventilación y volumen tidal establecidos por el personal médico, se ajusta manualmente la leva según las características del paciente, disponiendo de cinco levas diferentes para esta tarea como se observa en la Figura 14 [28].

Durante la fase de inspiración, el volumen de aire deseado se controla en función del ángulo de rotación del seguidor oscilante, lo que permite la entrega precisa de flujo al paciente. Durante la espiración, una válvula de retención en el circuito de respiración se cierra para evitar el retorno del flujo de aire a la bolsa de aire, permitiendo así una ventilación eficaz y controlada [28].

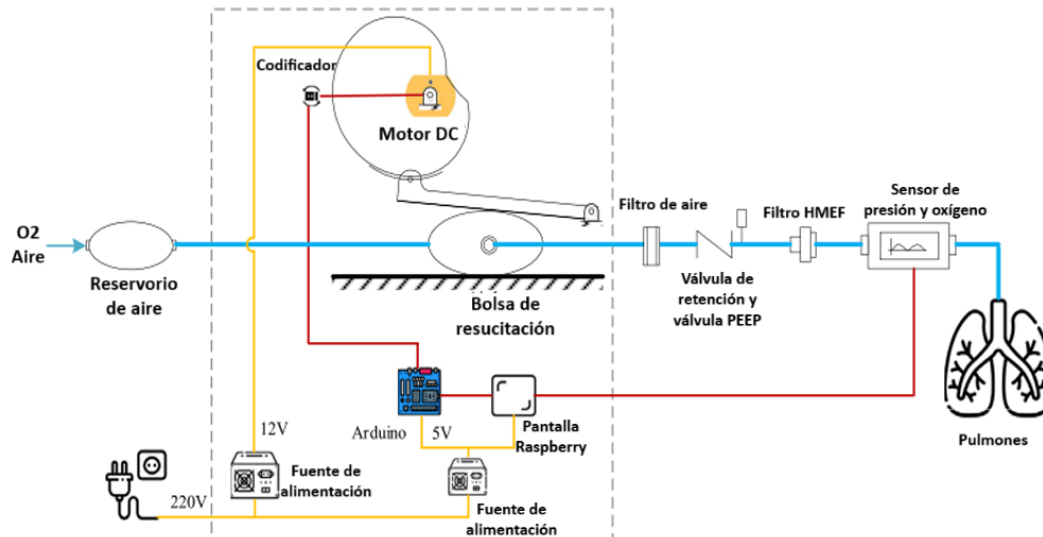


Figura 14. Esquema del sistema propuesto en [28].

El algoritmo de control se basa en la premisa de que la frecuencia respiratoria está regulada por la frecuencia de rotación de la leva. Durante la compresión de la bolsa de aire, la presión interna aumenta, lo que afecta el rendimiento del motor de corriente continua y provoca una disminución en su velocidad angular. Por lo tanto, el algoritmo de control establece y mantiene una frecuencia de rotación constante durante la operación [28].

Para lograr esto, se utiliza un codificador en el eje de la leva para proporcionar una medición precisa de la velocidad angular a lo largo del tiempo. El microcontrolador recibe esta información de velocidad angular y calcula la señal de corrección necesaria para mantener la frecuencia de rotación establecida para el motor de corriente continua. De esta manera, se garantiza el control de la frecuencia respiratoria durante el funcionamiento del sistema de ventilación mecánica [28].

2.7.3 Técnicas de control de asistencia por presión y volumen

En la literatura revisada, también se han encontrado prototipos de ventiladores que implementan ambas técnicas de control de asistencia mencionadas anteriormente. A continuación, se presentan algunas de las propuestas consultadas.

La propuesta titulada *"Pressure and Volume Control in a new Emergency Mechanical Ventilator based on PLC and Industrial Pneumatic Parts in Peru"* expone la metodología de diseño y prueba de un prototipo de ventilador mecánico denominado Fénix, destinado a enfrentar la crisis de COVID-19 en Perú. Este equipo se ha desarrollado empleando dispositivos industriales para los sistemas integrados y neumáticos, tales como un controlador lógico programable (PLC), válvulas de flujo proporcional, sensores y un panel HMI industrial de 15 pulgadas [29].

Inicialmente, para la mezcla de aire y oxígeno, se utilizan dos reguladores de filtro conectados a dos válvulas de flujo proporcional, lo que permite realizar la mezcla de aire de manera precisa

conforme a los requerimientos necesarios. Posteriormente, el sistema neumático dispone de dos líneas, una de inspiración y otra de espiración, equipadas con sensores de flujo en ambos canales y uno de presión a nivel proximal en la línea de inspiración. Este sistema es controlado mediante un PLC con módulos de entrada-salida digitales y analógicos. Respecto a la interfaz desarrollada, se emplea la pantalla HMI para establecer la comunicación entre el usuario y el procesador interno que ejecuta las acciones programadas, además de proporcionar los datos obtenidos por los sensores [29].

La estrategia de control de ventilación se focaliza en dos modos principales: PC-CMV (ventilación controlada por presión) y VC-CMV (ventilación controlada por volumen). De acuerdo con la Figura 15, en PC-CMV, se emplea un control PID para ajustar la presión, siendo crucial para pacientes con insuficiencia respiratoria aguda. Este modo permite calcular parámetros médicos importantes, como la compliancia y la resistencia respiratoria. Por otro lado, VC-CMV opera con un método de control en lazo abierto, utilizando válvulas de control de flujo y ventilación sincronizada por tiempo [29].

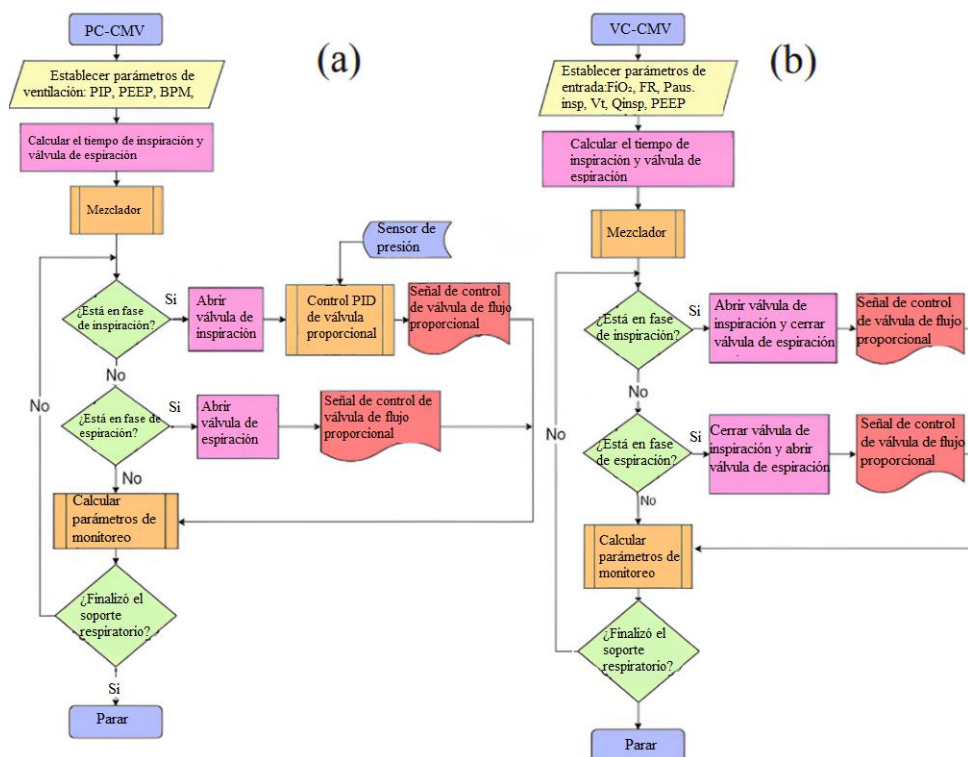


Figura 15. Algoritmo de funcionamiento (a) Diagrama de flujo del algoritmo de funcionamiento del ventilador en PC-CMV. (b) Diagrama de flujo del algoritmo de funcionamiento del ventilador en VC-CMV [29]

Con el fin de abordar la necesidad de transportar recién nacidos en cuidados intensivos entre instituciones médicas, el departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad del Mármar, ubicada en Estambul, Turquía, presentó la propuesta titulada *"Design, Modelling, Prototyping and Closed Loop Control of a Mechanical Ventilator for Newborn Babies"*. Este proyecto se desarrolló teniendo en cuenta las precauciones de seguridad y los parámetros de sensibilidad especificados en las normativas pertinentes de los ventiladores neonatales [11].

El sistema neumático implementado en este ventilador incluye una válvula de control de flujo proporcional, que regula la presión inspiratoria máxima (PIP) o el volumen tidal, controlando así el flujo de gas respiratorio. Además, incorpora una segunda válvula reguladora de presión, encargada de controlar la presión piloto de la válvula PEEP, determinando así la presión al

final de la espiración. Asimismo, se integran sensores de presión y flujo que permiten la captura de datos para una retroalimentación eficaz del sistema. Durante la selección de los componentes, se consideraron factores como los rangos de presión, los tiempos de respuesta y los límites de alarma establecidos en las normativas internacionales de ventiladores mecánicos neonatales [11].

Para el desarrollo del algoritmo de control, el especialista ingresa los parámetros correspondientes para el soporte respiratorio a través de una interfaz gráfica. Los sensores de flujo y presión proporcionan los datos del proceso respiratorio, mientras que el controlador PID (Proporcional, Integral y Derivativo) manipula el comportamiento de las válvulas para regular el flujo de gas hacia el paciente. De esta manera, se mantiene una comparación continua entre los datos medidos y los valores establecidos al inicio del proceso respiratorio [11].

Con el objetivo de diseñar un ventilador mecánico robusto comparable al funcionamiento de los ventiladores estándar, la Universidad de Ingeniería y Tecnología NED de Pakistán ha propuesto el proyecto *"Rapid Design of an ICU Ventilator: An Approach Based on Smart Switching of Compressed Air-Oxygen"*. Este ventilador mecánico dispone de dos fuentes para el suministro de aire y oxígeno. A través de un mecanismo de selección motorizado, se fusiona el flujo de ambas fuentes y se entrega al reservorio mediante una válvula solenoide de dos estados para su almacenamiento. Posteriormente, la mezcla de gas se libera a través de una válvula inspiratoria al circuito del paciente. Esta válvula, que es proporcional y se activa en función de las necesidades, suministra ciclos respiratorios a los modos regulados por presión y volumen [30].

Asimismo, el dispositivo incluye una válvula para la etapa de espiración que permite la liberación del flujo de aire exhalado por el paciente. Tanto la válvula inspiratoria como la espiratoria están conectadas al circuito del paciente mediante un tubo plástico corrugado flexible que se une al final a través de un mecanismo en forma de T. Se han incorporado un sensor de presión y un sensor de flujo únicos, colocados al final del mecanismo en forma de T, para realizar mediciones durante la inspiración y la espiración del paciente [30].

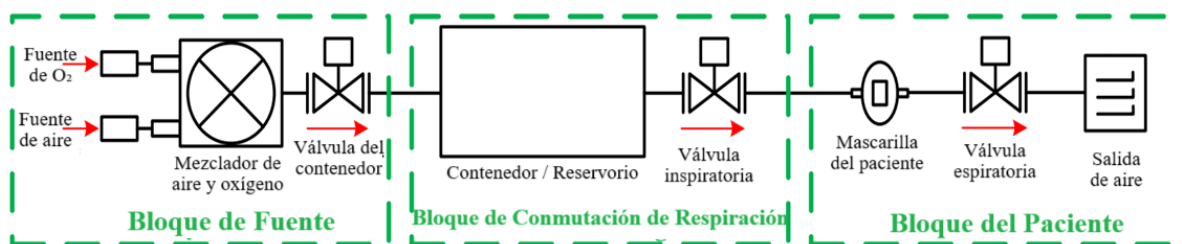


Figura 16. Sistema mecánico-neumático del ventilador en [30].

La estrategia de control del ventilador respiratorio de la Figura 16 se centra en establecer y mantener un objetivo específico de presión o volumen en los pulmones del paciente. Durante los ciclos respiratorios, los datos obtenidos por el sensor de flujo se utilizan para controlar el volumen de aire inspirado. Se realiza una integración de la lectura del flujo para alcanzar el volumen tidal deseado mediante el control proporcional de la válvula inspiratoria [30].

Por otro lado, el control de la presión es más complejo debido a la naturaleza dinámica de los pulmones humanos. Se ha implementado un sistema de control proporcional-integral (PI) para mantener la presión inspiratoria máxima (PIP) en un nivel deseado. Los parámetros del controlador se ajustan mediante pruebas de estabilidad y se utilizan técnicas de estimación para comprender mejor la dinámica pulmonar [30].

2.8 Resumen

En este capítulo se presentó una síntesis bibliográfica sobre los modelos dinámicos y los algoritmos de control utilizados en prototipos de ventiladores mecánicos a nivel mundial. La información disponible es limitada debido a que la mayoría de los prototipos investigados fueron diseñados durante la pandemia, lo que llevó a que los desarrolladores se enfocaran principalmente en la entrega de los dispositivos más que en la documentación de los mismos.

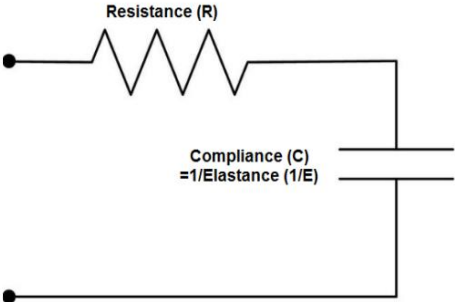
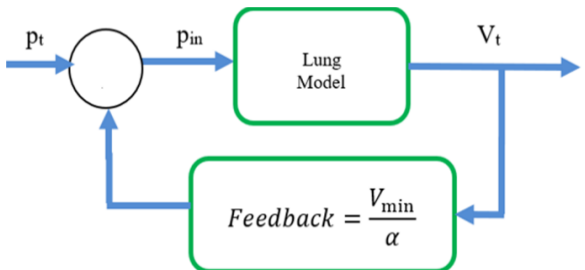
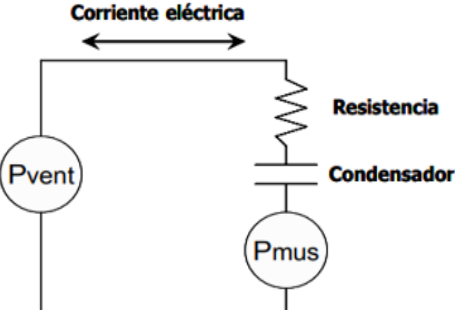
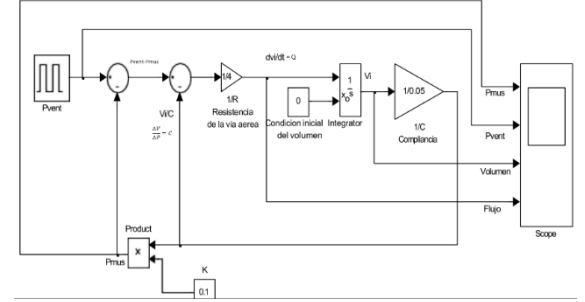
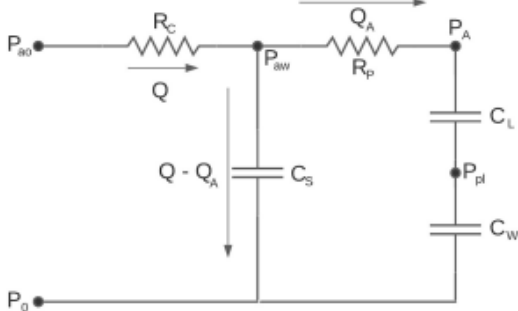
Los modelos dinámicos del sistema respiratorio encontrados en la literatura representan una herramienta invaluable para comprender la compleja interacción entre la ventilación mecánica y la fisiología respiratoria. Estos modelos nos permiten simular y predecir cómo diferentes parámetros afectan la respuesta del sistema respiratorio a la ventilación mecánica, lo que puede ayudar en la optimización de los ajustes de los ventiladores y en la mejora de los resultados clínicos de los pacientes ventilados. Además, se ha observado el uso constante de dos modelos dinámicos que permiten representar el sistema respiratorio de manera simple y apropiada.

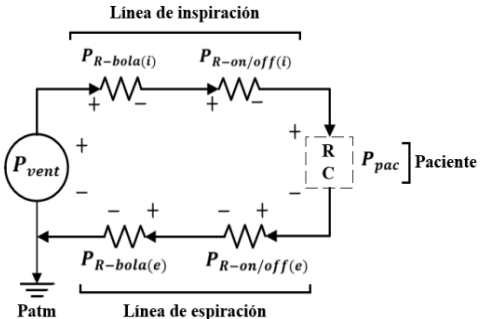
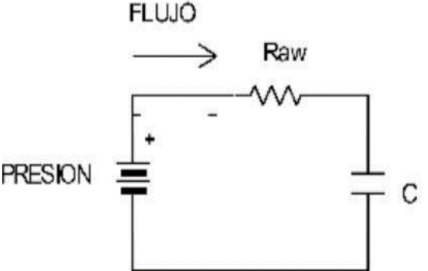
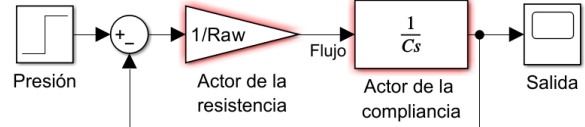
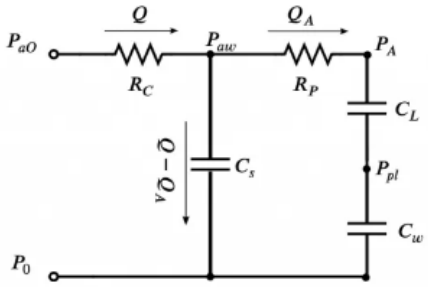
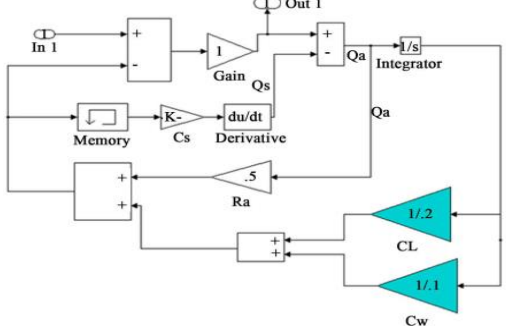
En el apartado de técnicas de control, no se logró obtener todos los algoritmos precisos utilizados para el control de los prototipos de ventilación mecánica. Sin embargo, se encontró el diagrama de flujo o la idea principal del algoritmo, donde se comprende la función de los elementos actuantes en los ventiladores mecánicos y su sincronización. Se evidencia que, dependiendo del modo de control, las variables de entrada del algoritmo varían, lo que conlleva a que el proceso interno y el algoritmo también varíen para lograr las condiciones necesarias.

Para lograr el control de asistencia, es necesario realizar un estudio comportamental del modelo diseñado de ventilador mecánico y definir los parámetros y requerimientos específicos de acuerdo con el modo seleccionado.

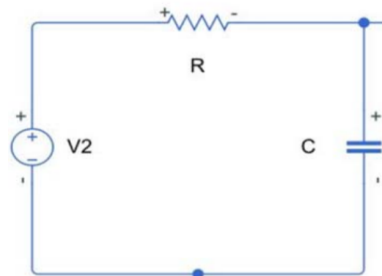
En síntesis, la información referente a los modelos dinámicos y a las estrategias de control implementadas en distintos proyectos de ventilación mecánica se presenta de manera estructurada en la Tabla 3 y Tabla 4.

Tabla 3. Modelados dinámicos del sistema respiratorio.

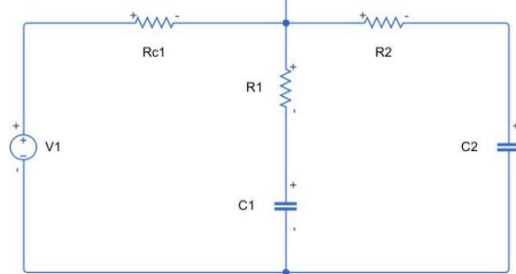
Trabajo -Articulo	Analogía eléctrica	Ecuación matemática	Esquemático
A Mathematical Model of Lung Functionality using Pressure Signal for Volume-Controlled Ventilation (2020)		$R * \frac{dVt}{dt} * EVt + \left(p_o - p_t^{in} - \frac{Vmin}{\alpha} \right) = 0$ R = Resistencia en las vías respiratorias p_t^{in} = Presión de entrada $\frac{Vmin}{\alpha}$ = Valor mínimo del volumen P_o = PEEP Vt = Volumen del pulmón E = Elastancia del pulmón	
Representación Matemática Teórica de la Presión Muscular al momento de la Inspiración Forzada generada por un Ventilador Mecánico (2006)		$R * \frac{dVi(t)}{dt} * \frac{1}{c} Vi(t) = P1(t) - P2(t)$ R = Resistencia en las vías respiratorias $P1(t)$ = Presión de salida del ventilador ($Pvent$) $P2(t)$ = Presión muscular ($Pmus$) $Vi(t)$ = Volumen inspiratorio $\frac{1}{c}$ = Compliancia pulmonar	
Development of a Simulation Software Algorithm for High-End Mechanical Ventilators with Functionalities to attend COVID-19 Patients (2022)		$H = \frac{s^2 + (\frac{1}{R_P * C_T})s}{RC * s^2 + (\frac{1}{C_s} + \frac{RC}{R_P C_T})s + (\frac{1}{R_P C_s}) * (\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W})}$ $C_T = \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} + \frac{1}{C_s} \right)^{-1}$	-

Diseño de un emulador de ventilador mecánico con orientación didáctica (2022)		$P_{vent} = R_{bola(i)} * Q + R_{on-off(i)} * Q + P_{pac} + R_{bola(e)} * Q + R_{on-off(e)} * Q$ $P_{pac} = R * Q + V * E + PEEP$ P_{vent} = Presión ventilatoria. $R_{bola(i)}$ = Pérdidas válvula proporcional de inspiración $R_{on-off(i)}$ = Pérdidas válvula on-off de inspiración $R_{bola(e)}$ = Pérdidas válvula proporcional de espiración $R_{on-off(e)}$ = Pérdidas válvula on-off de espiración Q = Flujo de aire	-
Aplicación del modelo RC en sistemas biológicos (mecánica ventilatoria) (2011)		$H(s) = \frac{Vo}{Vi} = \frac{1}{RawCS + 1}$ Raw = Oposición de los conductos o vías aéreas. C = Compliancia pulmonar	
Modelling and Simulation of Pressure Controlled Mechanical Ventilation System (2015)	 (a)	$P_{a0} = Q * R_c + \frac{1}{C_s} \int (Q - Q_A)$ $\frac{1}{C_s} \int (Q - Q_A) = Q_A * R_p + \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} \right) \int Q_A$	

MATLAB/Simulink
Mathematical Model for
Lung and Ventilator
(2020)



Unicompartimental

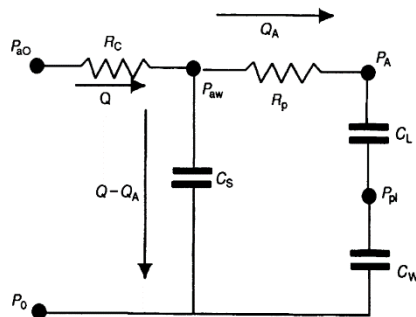


Multicompartimental

$$H = \frac{1}{RC * s + 1}$$

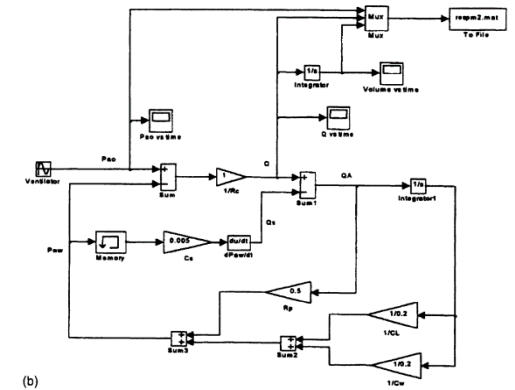
$$H = \frac{s^2 + (\frac{s}{R_2 * C_2})}{Rc_1 * s^2 + (\frac{1}{C_1 R_1} + \frac{Rc_1}{R_2 C_2})s + (\frac{1}{R_1 C_1}) * \frac{1}{R_2}}$$

Physiological Control
Systems: Analysis,
Simulation, and
Estimation.

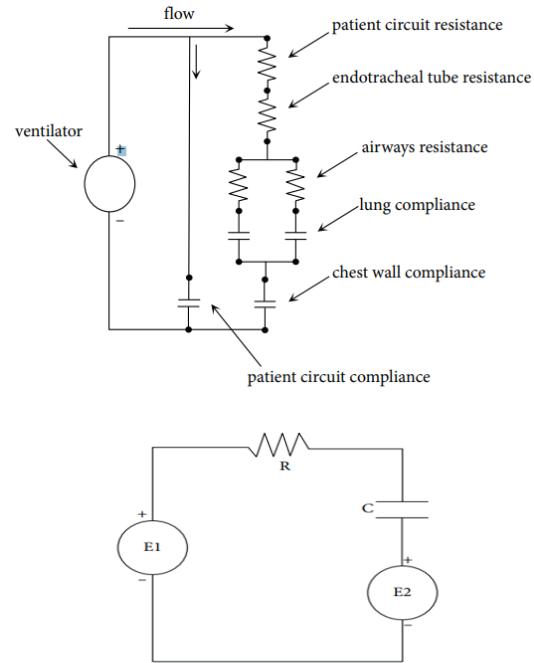


$$R_p * Q_A + \left(\frac{1}{C_L} + \frac{1}{C_W} \right) \int Q_A dt = \frac{1}{C_s} \int (Q - Q_A) dt$$

$$P_{ao} = R_c * Q + \frac{1}{C_s} \int (Q - Q_A) dt$$



Design, Control,
Modeling, and
Simulation of Mechanical
Ventilator for Respiratory
Support (2021)



$$R * \frac{dV_{ins}}{dt} * \frac{V_{ins}}{c} = P_{ventilator} - P_{muscle}$$

R = Resistencia de las vías respiratorias

$\frac{1}{c}$ = Compliancia pulmonar

V_{ins} = Volumen inspiratorio

$P_{ventilator}$ = Presión del ventilador

P_{muscle} = Presión muscular

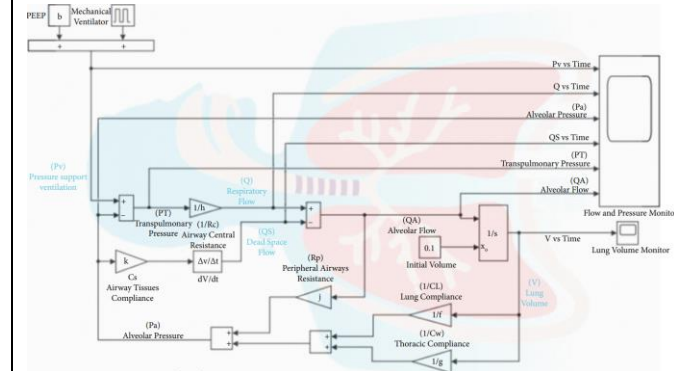


Tabla 4. Técnicas de control.

No	Artículo	Año	Tarjeta de procesamiento	Técnica de control	Modo de operación	Sensores
1	Diseño de un emulador de ventilador mecánico con orientación didáctica (VentyNet)	2022	SP-32	Válvula de control solenoide (ZE-4F180 12V)	Volumen	Flujo Presión Oxígeno
2	Unisabana Herons Ventilator	2020	-	-	Volumen	Flujo Presión Oxígeno
3	Diseño para la elaboración de un prototipo de ventilador mecánico de emergencia por covid 19 en la clinica misericordia internacional de la ciudad de barranquilla.	2020	Arduino Mega	-	Volumen Presión	Flujo Manómetro
4	Low-Complexity System and Algorithm for an Emergency Ventilator Sensor and Alarm (Rapidvent)	2020	ATmega328	Seguimiento de rangos de alarma	Presión	Presión
5	ResUHUrge: A Low Cost and Fully Functional Ventilator Indicated for Application in COVID-19 Patients	2020	ATmega2560	Control de ángulo de un servo motor por PID	Presión	Flujo (AWM92100) Presión (SM1297-008) Oxígeno (OOM111)
6	Design, Control, Modeling, and Simulation of Mechanical Ventilator for Respiratory Support	2021	STM32F407	Ecuación de control de movimiento	Volumen Presión	Presión Flujo

7	A Novel Ventilator Design for COVID-19 and Resource-Limited Settings	2021	BarthSTG600	Control de relé de válvulas	Volumen	Presión Oxígeno
8	MIT Emergency-Vent: An Automated Resuscitator Bag for the COVID-19 Crisis (E-vent)	2021	Arduino Mega	Máquina de estado finito y control de motor PID	Volumen	Presión
9	Design and analysis of a mechanical ventilation system based on cams (Oxygen.IP)	2021	Arduino Raspberry PI	Estimación de mínimos cuadrados para el control de motores	Volumen	Flujo Presión Oxígeno
10	OxVent: Design and evaluation of a rapidly manufactured COVID-19 ventilator (Oxvent)	2022	Arduino nano	Válvula de control PID	Volumen	Presión Oxígeno
11	Pressure and Volume Control in a new Emergency Mechanical Ventilator based on PLC and Industrial Pneumatic Parts in Peru	2021	PLC	Sistema PID	Presión Volumen	Presión (SPAN FESTO) Flujo (SFAB FESTO)
12	Pressure and Volume Control of a Non-invasive Mechanical Ventilator: a PI and LQR Approach	2021	-	PI LQR (regulador cuadrático lineal)	Presión Volumen Presión soporte	Presión Flujo

13	Design, Modelling, Prototyping and Closed Loop Control of a Mechanical Ventilator for Newborn Babies	2018	LPC4088 LPC1768	Algoritmo de control PID	Volumen Presión	Flujo (SFM3000) Presión (SM9541 y HSCMRRN100MDAA3)
14	NeT-Vent: Low-Cost, Rapidly Scalable and IoT-enabled Smart Invasive Mechanical Ventilator with adaptive control to reduce incidences of Pulmonary Barotrauma in SARS-CoV-2 patients.	2021	Arduino MEGA 2560	PID	Presión	Presión (M3200) Flujo (SM9000) Nivel (G-PTOC-35) Humedad (HTU31)
15	PI Control of Pressure Inspiration In ICU Ventilator	2022	Teensy 4.0	Válvula de control PI	Presión	Flujo (FS6122) Presión (FS6122) Oxígeno
16	Rapid Design of an ICU Ventilator: An Approach Based on Smart Switching of Compressed Air-Oxygen	2024	STM32F429	Control PI	Presión Volumen	Presión (MPX5500DP y MPX2010DP) Flujo (SFM3000-200-C) Oxígeno (SRX-CT-12)
17	Prototipo de ventilador mecánico de emergencia tipo presión positiva intermitente en respuesta a la pandemia del COVID-19	2022	Teensy 4.1 PLC X20	Ventilación por presión positiva	Presión	Flujo (SFM3300)
18	Diseño de ventilador mecánico emergente en modo asistido/controlado y espontáneo por presión	2020	Raspberry Pi 3	Control de válvulas	Presión	Flujo (MPX2010DP) Presión (MPX2010DP) Oxígeno
19	Diseño e Implementación de Prototipo de ventilador mecánico de bajo costo	2022	Arduino Uno	-	Presión	Presión (MPX10DP)

3. Requerimientos en la ventilación mecánica

3.1 Introducción

La ventilación mecánica constituye un área multidisciplinaria que fusiona los conocimientos de la ingeniería y la medicina. Dada su naturaleza interdisciplinaria, resulta fundamental contar con directrices y recomendaciones provenientes de expertos en ambas disciplinas. En este sentido, en el presente apartado se detallan las necesidades presentes proporcionadas por un especialista de la salud del Hospital San José de Buga, quien aporta su conocimiento en la materia para garantizar un diseño óptimo y un funcionamiento eficiente de los sistemas de ventilación. Estas especificaciones, fruto de la experiencia y la investigación en el ámbito hospitalario, se establecen como un recurso invaluable para detallar los requerimientos técnicos y funcionales para el control de asistencia en un emulador de ventilación mecánica.

Además, se expone en detalle la arquitectura del emulador de ventilador mecánico *VentyNet*, describiendo los componentes y sistemas que forman parte del desarrollo de este proyecto. Se especifican tanto los aspectos técnicos como los funcionales, destacando la integración de cada elemento y su papel dentro del sistema global.

3.2 Necesidades en la ventilación mecánica

En la entrevista realizada al especialista, quedó evidenciado que los ventiladores mecánicos deben satisfacer una serie de necesidades cruciales para garantizar su eficacia y seguridad. En primer lugar, es fundamental que estos dispositivos sean eficientes en la ventilación, proporcionando un flujo de aire adecuado y una presión positiva suficiente para asegurar una correcta oxigenación de los pulmones del paciente.

Además, los ventiladores deben ofrecer un control preciso de parámetros respiratorios vitales, tales como la frecuencia respiratoria, el volumen corriente y la concentración de oxígeno en el aire suministrado. Esta capacidad de ajuste adecuado es crucial para adaptarse a las necesidades específicas de cada paciente y a las diferentes condiciones clínicas que puedan presentarse.

La seguridad del paciente es otra prioridad clave en el diseño y funcionamiento de los ventiladores mecánicos. Estos dispositivos deben ser seguros para su uso en pacientes, minimizando el riesgo de lesiones o daños durante su empleo. Asimismo, deben ser compatibles con una amplia gama de pacientes, desde recién nacidos hasta adultos, y adaptarse a diversas condiciones médicas y requerimientos respiratorios.

Adicionalmente, es de suma importancia que el ventilador mecánico cuente con un sistema que muestre de forma clara el comportamiento del proceso de la respiración del paciente, así como los esquemas correspondientes a la presión, flujo y volumen que reflejen los parámetros respiratorios en tiempo real. Esta visualización detallada del patrón respiratorio es fundamental para que el personal médico pueda monitorear de manera efectiva la respuesta del paciente al tratamiento ventilatorio y realizar ajustes oportunos en los parámetros del ventilador según sea necesario.

Los ventiladores también deben contar con sistemas de monitorización integrados y alarmas que alerten sobre cualquier anomalía en el funcionamiento o en los parámetros vitales del paciente, como presión inspiratoria máxima y mínima, volumen corriente, frecuencia respiratoria y concentración de oxígeno en el gas inspirado. Esta función garantiza una atención continua y vigilante por parte del personal médico, permitiendo una respuesta rápida ante cualquier situación de emergencia y verificando que los valores se mantengan dentro de los

límites seguros para la ventilación del paciente. Dichos valores están estipulados en las directrices clínicas y pueden variar dependiendo de la condición del paciente y el tipo de ventilación requerida, en la Tabla 5 se describen estos parámetros y sus rangos de funcionamiento.

Tabla 5. Parámetros típicos de un ventilador mecánico.

Parámetro	Rangos	Unidades
Presión pico inspiratoria (PIP)	5-40	cmH2O
Volumen tidal (Vt)	6-10	ml/Kg
Flujo de aire (Q)	30-120	L/min
Frecuencia respiratoria (Fr)	10-25	rpm
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	5-10	cmH2O
Relación I: E	1:2 - 1:3 - 1:4	-
Tiempo de inspiración (Ti)	0.5-2	s
Tiempo de espiración (Te)	1-4	s
Fracción inspirada de oxígeno (FIO2)	21 - 100	%

De acuerdo con el capítulo anterior y en las indicaciones proporcionadas por el especialista en salud durante el proceso de asistencia con un ventilador mecánico, existen varios modos ventilatorios, entre los cuales se encuentran los modos controlados (CMV), los modos asistido-controlados (SIMV) y los modos espontáneos (PSV). Tanto los modos CMV como SIMV pueden ser controlados por volumen o por presión, mientras que el PSV se controla únicamente por presión.

En el contexto de la ventilación mecánica, se utiliza el término “*control*” acompañado de la variable principal bajo la cual el ventilador está trabajando. Es importante destacar que, en los modos ventilatorios controlados por presión o por volumen, estos no constituyen modos ventilatorios en sí mismos, sino que simplemente indican la variable controlada durante la inspiración en un modo ventilatorio específico[31].

La elección de un modo ventilatorio se determina según las necesidades individuales de cada paciente por parte de un especialista. Por ejemplo, al seleccionar la ventilación controlada por volumen, se deben configurar parámetros como el volumen tidal (Vt), también conocido como volumen corriente, la frecuencia respiratoria y otros parámetros asociados a este modo ventilatorio [31].

Al establecer el Vt, se decide el volumen que se suministrará en cada respiración, siendo este volumen la “*variable de control*”. En este caso, el volumen se mantiene constante (ver Figura 17) independientemente de los cambios en la resistencia y la distensibilidad del sistema respiratorio [31].

Por lo tanto, la presión se convierte en la variable “*dependiente*”. Así, un aumento en la impedancia respiratoria conlleva a un incremento en la presión de la vía aérea, mientras que un

aumento en la distensibilidad o una disminución en la resistencia resultará en una disminución de la presión inspiratoria pico [31].

Sin embargo, una limitación del control de volumen es que el flujo inspiratorio se mantiene constante en cada respiración, lo cual puede generar desincronización si el paciente tiene una demanda inspiratoria variable, requiriendo un volumen mayor que el definido. Por otro lado, la principal ventaja de un modo ventilatorio controlado por volumen es que se garantiza un volumen específico y una ventilación minuto independientemente de los cambios en la mecánica pulmonar y por lo tanto ayuda a garantizar niveles estables de presión arterial de dióxido de carbono en el paciente [32].

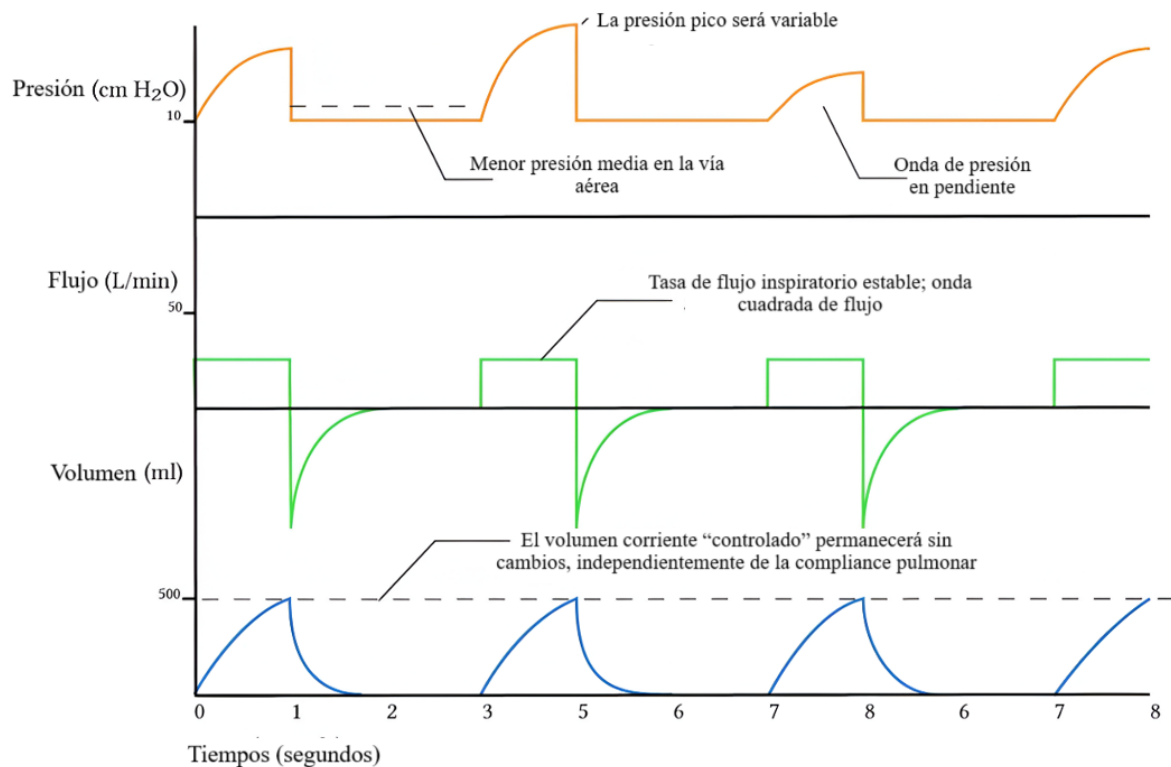


Figura 17. Curvas ventilatorias modos controlados por volumen [33].

Al optar por la ventilación controlada por presión, se deben definir parámetros como la presión inspiratoria pico (PIP) y el tiempo inspiratorio (Ti), entre otros. Al fijar la PIP, esta se aplicará en cada ciclo respiratorio durante el Ti seleccionado, convirtiéndose así en la *"variable de control"* [31].

En este contexto, la presión se considera la variable *"independiente"*, manteniéndose constante independientemente de cambios en la distensibilidad (ver Figura 18), la resistencia y el esfuerzo inspiratorio del paciente. En estos modos controlados por presión, el volumen se vuelve la variable *"dependiente"*, susceptible a variaciones del volumen tidal debido a cambios en la resistencia y la distensibilidad del sistema respiratorio [31].

La principal limitación de los modos de control de presión radica en las fluctuaciones del volumen tidal que pueden ocurrir en respuesta a cambios en el paciente. Además, la combinación de un esfuerzo inspiratorio excesivo con altas presiones puede resultar en volúmenes tidal excesivos, lo que podría causar daño pulmonar [31].

No obstante, los modos basados en presión ofrecen importantes ventajas, como la protección de las áreas más normales del pulmón contra la sobre distensión mediante la limitación de la

PIP. Asimismo, pueden mejorar el confort del paciente al sincronizarse mejor con el ventilador mecánico [31].

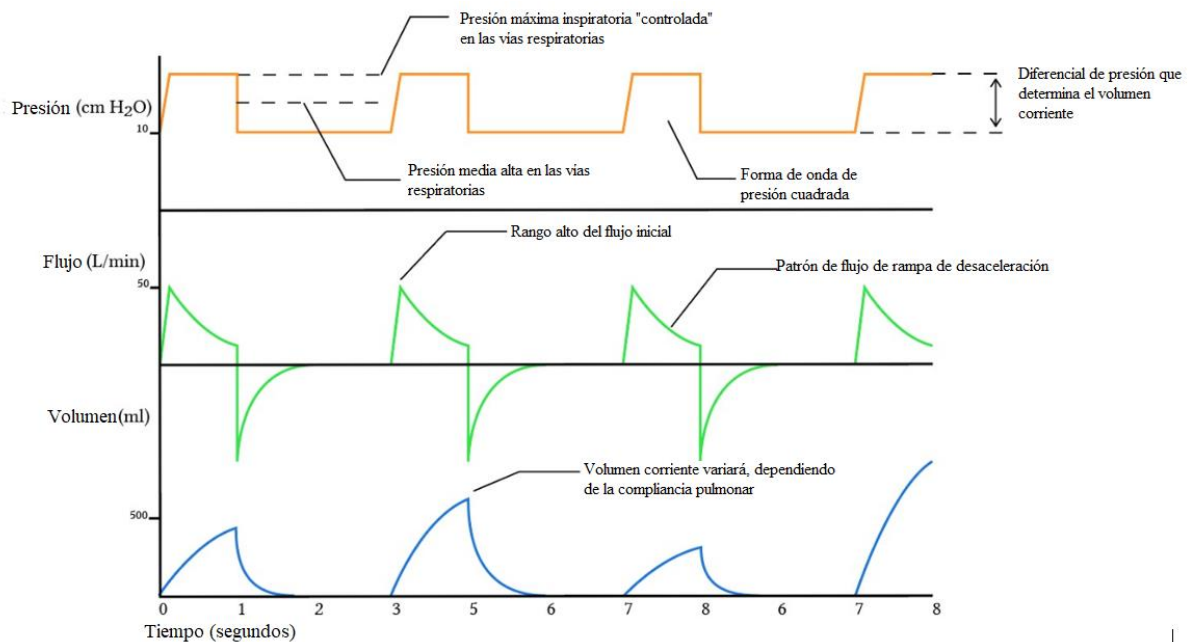


Figura 18. Curvas ventilatorias modos controlados por presión [33].

En estudios epidemiológicos a nivel mundial sobre ventilación mecánica, se ha observado que los modos controlados por volumen son los más utilizados, representando aproximadamente el 60% del tiempo de soporte ventilatorio de los pacientes. No obstante, las recomendaciones actuales para la selección del modo ventilatorio adecuado se centran en elegir aquel que permita alcanzar los objetivos individuales de cada paciente en función de su situación clínica específica [31].

3.3 Requerimientos técnicos y funcionales para el soporte a la respiración humana

En busca de satisfacer las necesidades presentes en la ventilación mecánica, se procede a elaborar la Tabla 6 de especificaciones que traduce las necesidades médicas de un ventilador mecánico para adultos en requerimientos técnicos y funcionales para la asistencia a la respiración humana.

Tabla 6. Requerimientos técnicos y funcionales para el soporte a la respiración humana.

Requerimientos	Clasificación
Alimentación de aire y oxígeno para obtener un flujo constante.	Técnico
Tanque de mezclado de aire y oxígeno que permita el almacenamiento de la mezcla, así como el acondicionamiento.	Técnico
Válvulas para la regulación de flujo.	Técnico
Estrategia de control que permita suplir de forma correcta las necesidades del paciente.	Funcional

Interfaz humano-máquina (HMI), en la cual el especialista de salud ingresa los parámetros para la asistencia a la respiración humana.	Funcional
Estructura funcional del ventilador mecánico, que pueda ser adaptado a diferentes tipos de pacientes con problemas respiratorios.	Técnico
Visualización de las principales gráficas ventilatorias en el HMI y presentación de parámetros relevantes en la respiración humana.	Funcional
Implementación de sensores de oxígeno, flujo y presión para monitorear al paciente.	Técnico
Sistema de alarmas que alerten al profesional de la salud cuando se presenten anomalías en el funcionamiento o en los parámetros vitales del paciente.	Funcional
Disponibilidad de diferentes modos ventilatorios de acuerdo con las necesidades del paciente.	Funcional

Los requerimientos planteados en la Tabla 6 son el punto de partida para el desarrollo del proyecto, ya que estos constituyen la base sobre la cual se planifican, ejecutan y evalúan todas las actividades posteriores. Dichos requerimientos técnicos y funcionales detallan las especificaciones y características que se buscan cumplir durante el proyecto, asegurando que todas las partes involucradas tengan una comprensión clara y común de los objetivos y las limitaciones de este.

3.4 Ventilador mecánico VentyNet

El emulador de ventilador mecánico *VentyNet*, desarrollado por la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, dispone de una serie de sistemas integrados que facilitan el proceso de ventilación mecánica y el cumplimiento de los requerimientos técnicos y funcionales como se observa en la Figura 19.

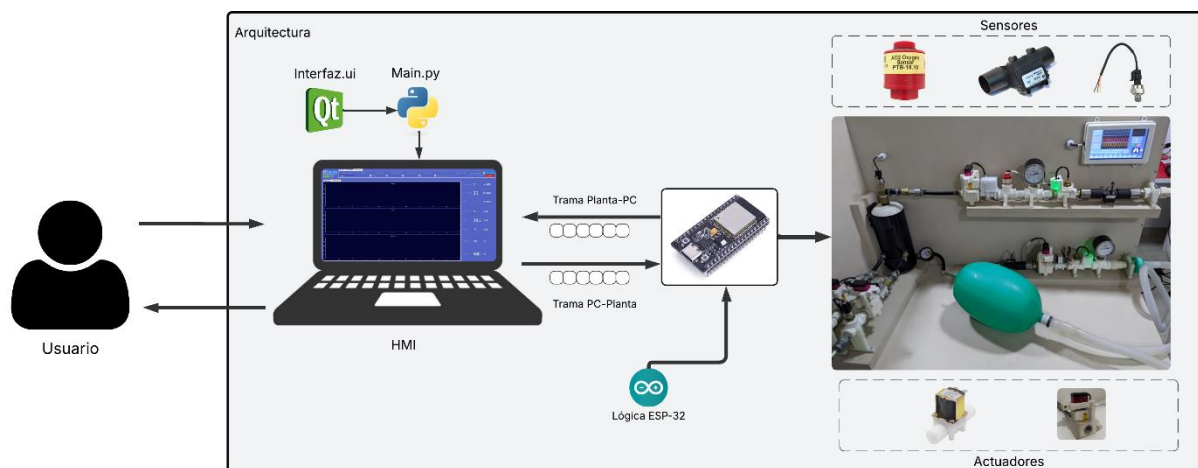


Figura 19. Arquitectura del emulador de ventilador mecánico VentyNet

Para facilitar la comunicación entre el usuario y la planta, el sistema cuenta con una interfaz gráfica. A través de ella, el usuario puede visualizar en tiempo real el estado del sistema y enviar configuraciones deseadas para regular su funcionamiento. Esta comunicación bidireccional permite la transmisión de datos entre la interfaz y la planta, asegurando un uso eficiente del ventilador mecánico.

Ahora bien, la planta se comunica con los sensores y actuadores a través del microcontrolador ESP-32, el cual contiene la lógica de programación encargada de interpretar los datos provenientes de los sensores y tomar decisiones que se ejecutan mediante los actuadores. La comunicación entre estos elementos se ilustra en la Tabla 7.

Tabla 7. Trama de comunicación ESP-32 y elementos del sistema.

Elemento	Actuadores		Sensores		
	Válvula solenoide	Válvulas proporcionales	Flujo	Presión	Oxígeno
Descripción	Estado	Posición	Medida	Medida	Medida
Codificación	On = 1 Off = 0	Escalamiento de 0- 4095 a 0 – 90 grados	0 – 5 Voltios	0 – 5 Voltios	0 – 5 Voltios
Ejemplo	1	2502	2,6 voltios	3,4 voltios	4,1 voltios
Interpretación	Válvula solenoide abierta, válvula proporcional posición 55 grados, sensor de flujo , presión y oxígeno registrando medidas				

La planta está compuesta por válvulas que permiten el flujo de aire y sensores que proporcionan datos del proceso, de modo que el microcontrolador pueda calcular las señales de control. A continuación, se detalla cada sistema presente en el emulador.

3.4.1 Sistema de almacenamiento y mezclado

En esta sección se desempeñan dos funciones esenciales. La primera función se centra en la regulación del flujo de aire y oxígeno provenientes de sus respectivas fuentes antes de que ingresen al tanque de mezcla. Esto es crucial para asegurar que el porcentaje de FiO_2 , previamente configurado en el panel de control del ventilador mecánico, se mantenga constante y preciso [34].

La segunda función es la supervisión continua de la presión en las fuentes de aire y oxígeno. Este monitoreo es vital para detectar cuándo alguna de estas fuentes está a punto de agotarse, garantizando así un suministro ininterrumpido [34].

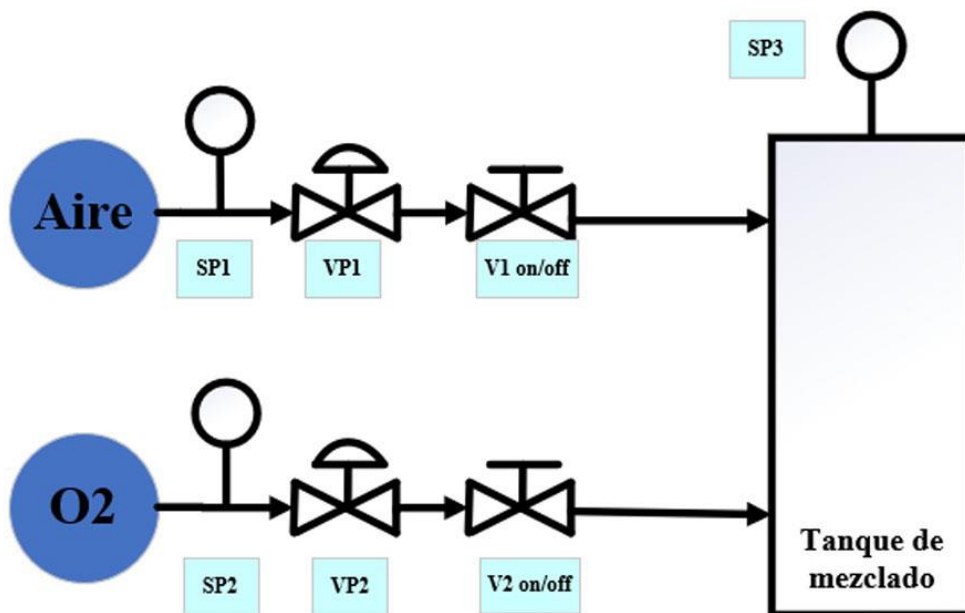


Figura 20. Esquemático del sistema de almacenamiento y mezclado [34].

El esquema de la Figura 20, muestra una fuente de suministro de aire que entrega el flujo al tanque de mezcla rígido a través de una línea de suministro. Durante este proceso, el flujo pasa por un sensor de presión, que indica si la fuente de aire está próxima a agotarse. Posteriormente, el flujo se regula mediante una válvula proporcional y una válvula on-off, que permiten el paso controlado del aire hacia la cámara de mezcla. De manera similar, el suministro de oxígeno sigue el mismo proceso, asegurando la proporción necesaria para lograr el porcentaje deseado de FiO₂ [34].

3.4.2 Sistema de la línea de inspiración

La mezcla de aire y oxígeno se suministra al paciente a través de la línea de inspiración, que consta de un conjunto de válvulas encargadas de entregar el flujo según la estrategia de control implementada. Además, cuenta con sensores de oxígeno, flujo y presión que proporcionan parámetros vitales del paciente (Figura 21), permitiendo una monitorización constante de los mismos [34].

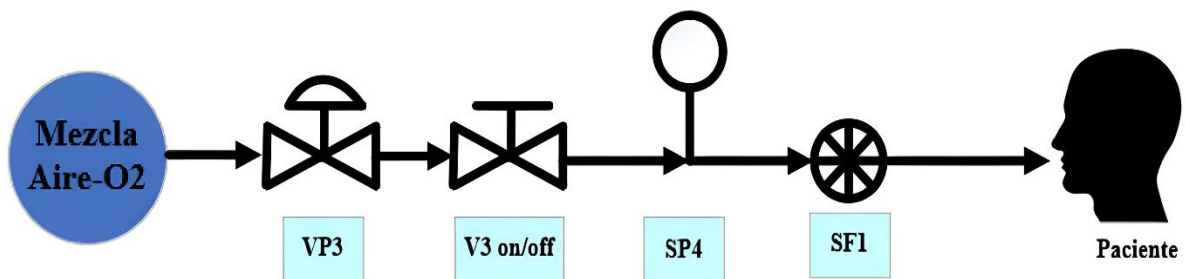


Figura 21. Esquemático de la línea de inspiración [34].

Para simular el comportamiento del paciente en *VentyNet*, se utilizó un balón de anestesia de 3 litros que representa el comportamiento de un pulmón de prueba en un adulto.

3.4.3 Sistema de la línea de espiración

La línea de espiración cuenta con los mismos componentes que la línea de inspiración (Figura 22). Las válvulas regulan la salida de aire del paciente para asegurar que se cumplan los tiempos establecidos, mientras que los sensores de presión y flujo permiten medir las condiciones finales del proceso de respiración del paciente [34].

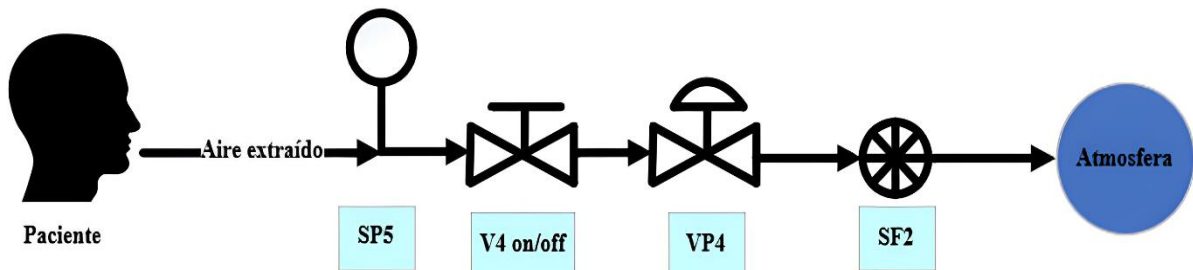


Figura 22. Esquemático de la línea de espiración [34].

En la Tabla 8, se presentan los elementos presentes en el emulador de ventilador mecánico *VentyNet*.

Tabla 8. Elementos de VentyNet [34].

Elemento	Referencia	Imagen
Sensor de oxígeno	PTB-18.10	
Sensor de flujo	F1031V	
Sensor de presión	Dc 5v 1/4 0-174	
Válvula proporcional	DS3218MG	
Electroválvula solenoide	Solenoid Valve ZE-4F180	
Tarjeta de programación	ESP-32	

El uso del emulador de ventilador mecánico *VentyNet* en este proyecto se justifica plenamente debido a su capacidad para replicar los procesos y condiciones de un ventilador mecánico real. Como se ha detallado previamente, la ventilación mecánica requiere cumplir con una serie de requerimientos técnicos y funcionales, los cuales incluyen la regulación del flujo de aire y oxígeno, el monitoreo en tiempo real de parámetros respiratorios, la implementación de estrategias de control y la disponibilidad de distintos modos ventilatorios adaptados a las necesidades del paciente.

VentyNet integra sistemas de almacenamiento, mezcla, inspiración y espiración, los cuales permiten simular con la dinámica del flujo de aire y la respuesta del sistema de ventilación. Su diseño incorpora sensores de oxígeno, presión y flujo, lo que facilita la evaluación de diferentes escenarios clínicos en condiciones controladas. Además, su arquitectura basada en microcontroladores y válvulas programables permite que los ajustes de control se puedan realizar de manera flexible y adaptable, cumpliendo con los estándares requeridos en la asistencia respiratoria.

El uso de este emulador es altamente beneficioso para el proyecto, ya que proporciona un entorno de prueba seguro y controlado. Gracias a estas características, *VentyNet* se convierte en una herramienta ideal para el desarrollo y evaluación de soluciones en el ámbito de la ventilación mecánica, asegurando que el sistema propuesto cumpla con los criterios requeridos en el soporte a la respiración humana.

3.5 Resumen

Un aspecto esencial abordado en este capítulo es la importancia de la colaboración con profesionales de la salud en la definición de los requerimientos técnicos. Las reuniones con estos expertos proporcionan una perspectiva invaluable que asegura que los requerimientos técnicos estén alineados con las necesidades clínicas reales. La participación de los profesionales de la salud en el proceso de definición de requerimientos técnicos no solo favorece el contenido técnico del proyecto, sino que también mejora la relevancia práctica y la aplicabilidad de los resultados.

En este capítulo se han delineado los requerimientos médicos fundamentales, a través del análisis hecho, se ha destacado la importancia de establecer una base sólida de requerimientos médicos, ya que estos no solo determinan el enfoque y alcance del proyecto, sino que también aseguran la pertinencia y aplicabilidad de los resultados deseados.

Asimismo, se presentó el emulador de ventilador mecánico desarrollado por la Escuela de Ingeniería Mecánica, una herramienta fundamental que constituye el eje central de la propuesta de trabajo de grado.

4. Modelado analítico

4.1 Introducción

En este capítulo se aborda el desarrollo de un modelo analítico de un ventilador mecánico diseñado para el soporte a la respiración humana basado en el modo ventilatorio presión control. El objetivo principal es obtener un modelado que permita entender y optimizar el funcionamiento de estos dispositivos cruciales en la atención médica.

Para lograr este objetivo, se han delineado varias actividades clave. Primero, se realiza un estudio del ventilador mecánico diseñado por la Escuela de Ingeniería Mecánica, con el fin de comprender los avances existentes y su aplicación en el diseño del dispositivo. Esta etapa es fundamental para sentar las bases teóricas y prácticas necesarias para el desarrollo del modelo.

A continuación, se procede al desarrollo del modelado analítico del ventilador mecánico, enfocándose en la simulación y ajuste del mismo según los parámetros críticos de la ventilación en presión control. Este paso implica la creación de ecuaciones y algoritmos que representen el comportamiento del ventilador bajo diversas condiciones operativas.

Una vez desarrollado el modelo analítico, se lleva a cabo su ensamblaje y validación utilizando herramientas computacionales. Esta validación es esencial para asegurar que el modelo desarrollado sea fiable y pueda ser utilizado para mejorar el diseño y funcionamiento del ventilador mecánico.

4.2 Modelos previos de VentyNet

El emulador de ventilador mecánico *VentyNet*, presentado en el capítulo anterior, puede ser representado de manera simplificada de acuerdo con la Figura 23, donde se consideran dos secciones con los principales actores mecánicos que intervienen en el emulador.

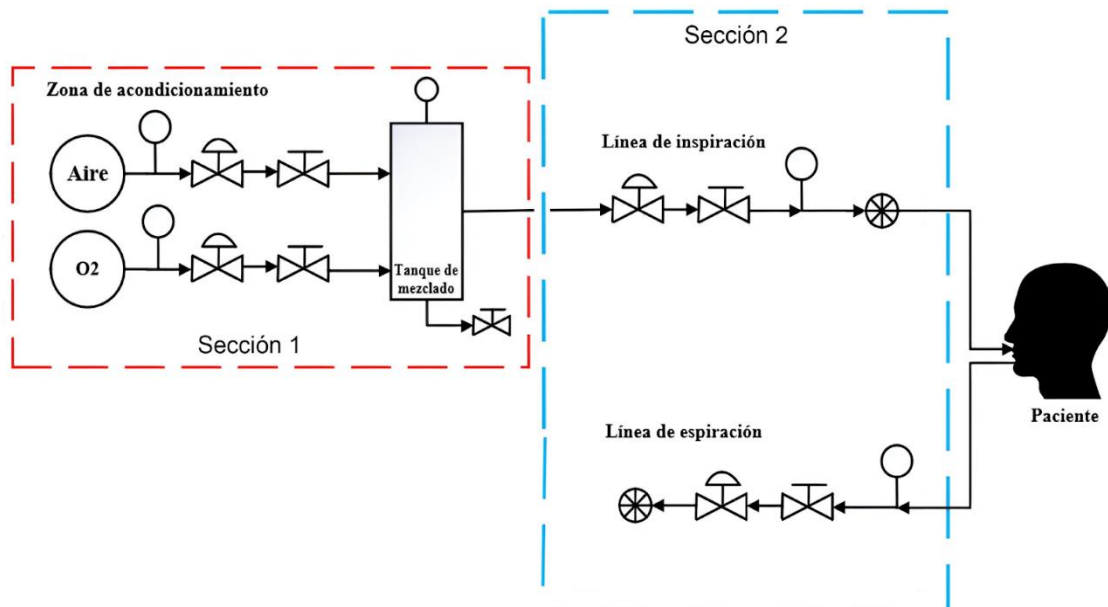


Figura 23. Esquema mecánico simplificado de VentyNet[34].

De igual manera, la sección dos de *VentyNet* puede ser representada de manera análoga en un esquema eléctrico (ver Figura 24), donde los actores presentes se representan como elementos de un circuito eléctrico.

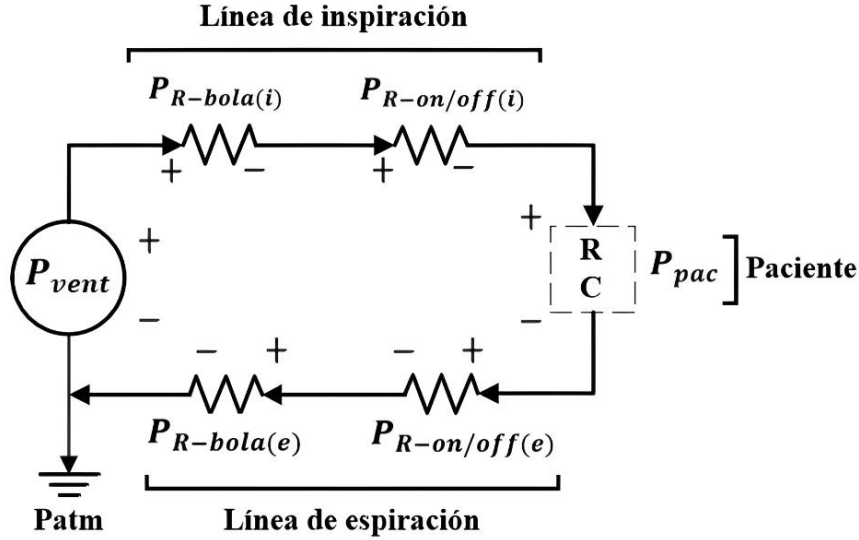


Figura 24. Esquema eléctrico de VentyNet [34].

Partiendo de la ley de voltajes de Kirchhoff, donde la sumatoria de voltaje es igual a cero y considerando las analogías entre variables eléctricas y ventilatorias, donde el voltaje es análogo a la presión y la corriente es análoga al flujo de aire, es posible obtener las ecuaciones representativas del sistema.

$$-P_{vent} + P_{R-bola(i)} + P_{R-on/off(i)} + P_{pac} + P_{R-bola(e)} + P_{R-on/off(e)} = 0 \quad (4.1)$$

Teniendo en cuenta que,

$$P_{pac} = RQ + V \frac{1}{C} + PEEP \quad (4.2)$$

$$P_{R-bola(i)} = R_{bola(i)} Q \quad (4.3)$$

$$P_{R-on/off(i)} = R_{on/off(i)} Q \quad (4.4)$$

Análogamente se usa la misma terminología para las válvulas correspondientes a la línea de espiración, al reemplazar se obtiene la siguiente expresión.

$$P_{vent} = +R_{bola(i)} Q + R_{on/off(i)} Q + RQ + \frac{1}{C} V + PEEP + R_{bola(e)} Q + R_{on/off(e)} Q \quad (4.5)$$

La ecuación (4.5) representa el sistema simplificado del emulador mecánico VentyNet.

4.3 Desarrollo del modelado analítico

Para desarrollar el modelo analítico, es importante tener en cuenta que el flujo que circula a través de la segunda sección del emulador de ventilador mecánico es suministrado por el tanque de mezcla hacia la línea de inspiración, para luego ser entregado al paciente. Este flujo inspiratorio debe cumplir con los objetivos específicos del paciente, ya que garantiza alcanzar la presión inspiratoria pico (PIP) adecuada dentro de los pulmones en la modalidad de presión control. Un ajuste confiable del flujo es esencial para asegurar una ventilación efectiva, prevenir daños pulmonares y mejorar la sincronización entre el paciente y el ventilador. Por lo tanto, para el cálculo del flujo inspiratorio se parte de:

$$C = \frac{V_T}{P_{dif}} \quad (4.6)$$

Donde la ecuación (4.6) define la compliancia pulmonar, que es una medida de la distensibilidad de los pulmones, es decir, cuánta capacidad tienen para expandirse ante un diferencial de presión aplicado. En ventilación mecánica, este diferencial corresponde a la diferencia entre la presión inspiratoria pico (PIP) y la presión espiratoria final (PEEP), es decir:

$$P_{dif} = PIP - PEEP \quad (4.7)$$

Por lo tanto, el volumen tidal (V_T) se puede expresar como:

$$V_T = C(PIP - PEEP) \quad (4.8)$$

Finalmente, el flujo inspiratorio (Q) representa la tasa a la cual se entrega volumen a los pulmones durante la fase inspiratoria, en un tiempo inspiratorio (t_{ins}) específico.

$$Q = \frac{V_T}{t_{ins}} \quad (4.9)$$

De esta forma, el cálculo del flujo inspiratorio se determina mediante la siguiente ecuación:

$$Q = \frac{C(PIP - PEEP)}{t_{ins}} \quad (4.10)$$

Dicho flujo inspiratorio es proporcionado por el tanque de mezcla de la sección 1 que actúa como fuente de alimentación para línea de inspiración.

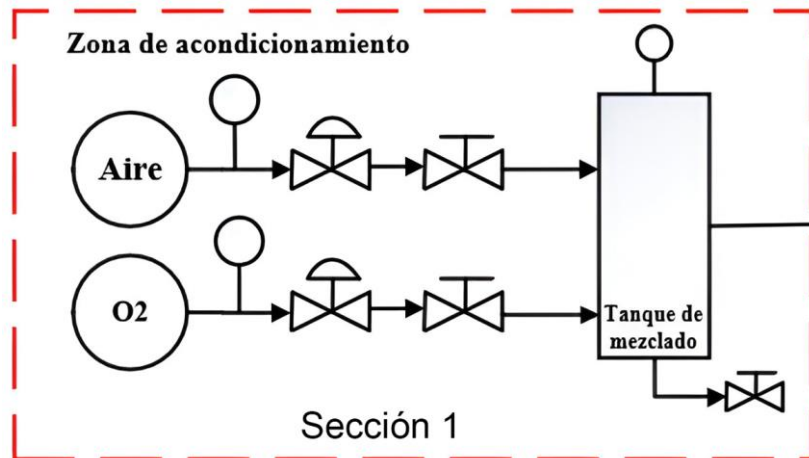


Figura 25. Sección uno de VentyNet.

Esta sección, como se explica en el capítulo 3.4.1 Sistema de almacenamiento y mezclado, se encarga del acondicionamiento del aire y del oxígeno que ingresan al tanque de mezcla. Su propósito es proporcionar un flujo de aire cuya magnitud dependerá directamente de la presión interna del tanque. Por esta razón, el modelado analítico del ventilador mecánico se enfoca en esta etapa, con el objetivo de comprender en detalle el comportamiento del flujo a lo largo de la línea de inspiración, en función de la presión presente en el tanque.

Para ello, se aplica la ecuación de balance de masa al sistema representado en la Figura 25. Esta ecuación de acuerdo con [35], describe la conservación de masa dentro del sistema, como

en el caso específico del tanque de mezcla, que presenta flujos de aire tanto de entrada como de salida. Este principio establece que la tasa de acumulación de masa en el tanque es igual a la diferencia entre las tasas de entrada y salida.

$$\frac{dm(t)}{dt} = \dot{m}_{in} - \dot{m}_{out} \quad (4.11)$$

Donde,

$m(t)$: Es la masa de aire en el tanque en función del tiempo

$\dot{m}_{in}$: Es el flujo masico de entrada de aire

$\dot{m}_{out}$: Es el flujo masico de salida de aire

Es importante destacar que el sistema se modela considerando una única entrada de flujo, correspondiente a la mezcla de aire y oxígeno en el tanque. Ahora bien, para relacionar la presión del tanque con el volumen, la masa y la temperatura de manera que permita desarrollar el modelo, se utiliza la ecuación (4.12) de los gases ideales como se describe en [35].

$$P(t)V = m(t)RT(t) \quad (4.12)$$

Donde,

$P(t)$: Es la presión dentro del tanque en función del tiempo.

V : Es el volumen del tanque.

$T(t)$: Es la temperatura del aire en el tanque.

R : Es la constante de los gases ideal para el aire ($R = 287 \frac{J}{kgK}$).

El objetivo es comprender cómo varía la presión dentro del tanque en función del tiempo. Por lo tanto, se toma la derivada de la ecuación (4.12), obteniendo:

$$\frac{d}{dt}(P(t)V) = \frac{d}{dt}(m(t)RT(t)) \quad (4.13)$$

Dado que el tanque de mezcla es rígido, como se explicó en capítulos anteriores, el volumen V es constante, por lo que la ecuación se simplifica a:

$$V \frac{dP(t)}{dt} = R \left(\frac{dm(t)}{dt} T(t) + m(t) \frac{dT(t)}{dt} \right) \quad (4.14)$$

De este modo, se puede remplazar la ecuación (4.11) en la ecuación resultante (4.14).

$$V \frac{dP(t)}{dt} = R((\dot{m}_{in} - \dot{m}_{out})T(t) + m(t) \frac{dT(t)}{dt}) \quad (4.15)$$

En ventilación mecánica, los cambios de temperatura asociados a las presiones utilizadas suelen ser pequeños y clínicamente insignificantes debido que las variaciones de presión no son lo suficientemente grandes para producir cambios notables en la temperatura del gas. De este modo considerando la temperatura constante ($T(t) = T_0$) se obtiene la siguiente ecuación:

$$V \frac{dP(t)}{dt} = RT_0(\dot{m}_{in} - \dot{m}_{out}) \quad (4.16)$$

El flujo másico de salida ($\dot{m}_{out}$) depende de la presión interna del tanque, y corresponde a el flujo calculado previamente en la ecuación (4.10) para cumplir los objetivos ventilatorios.

4.3.1 Validación del modelado analítico

Para validar el modelo analítico, se emplea la herramienta Matlab, en la que se genera una secuencia de código que ilustra, paso a paso, el uso y funcionamiento del ventilador mecánico. Para facilitar la comprensión, a continuación, se presenta la Tabla 9 que recopila los parámetros asociados al modelo y un diagrama de flujo correspondiente al funcionamiento del modelado.

Tabla 9. Parámetros del modelo analítico.

Parámetros físicos		
	Valor	Unidad
Flujo de entrada (m_{in})	0.00145	$\frac{kg}{s}$
Presión del interna tanque (P)	-	Pa
Constante ideal de los gases (R)	287	$\frac{J}{kgK}$
Temperatura (T_0)	300	K
Volumen del tanque (V)	0.003	m^3
Densidad del aire (ρ)	1.184	$(\frac{kg}{m^3})$
Parámetros del paciente		
Presión pico inspiratoria (PIP)	5-40	cmH20
Presión positiva al final de la espiración (PEEP)	3-10	cmH20
Relación I: E	1:2 - 1:3 - 1:4	-
Tiempo de inspiración	0.5-2	s
Tiempo de espiración	1-4	s
Compliance pulmonar (C)	0.02-0.1	$\frac{L}{cmH20}$
Resistencia en las vías áreas (Rp)	5-10	$\frac{cmH20s}{L}$

Los parámetros físicos definidos corresponden a las características de *VentyNet*, como el volumen del tanque de mezcla, la temperatura de trabajo y el flujo suministrado por la fuente de alimentación (compresor de aire), entre otros elementos presentes en las ecuaciones expuestas.

En cuanto a los parámetros ventilatorios, se utilizaron valores típicos empleados en la ventilación mecánica según la literatura, bajo la modalidad de ventilación con presión controlada. Para la simulación del paciente, se empleó la ecuación (4.5), que representa el comportamiento del sistema respiratorio. Finalmente, en la Figura 26 se describe el funcionamiento del modelado desarrollado.

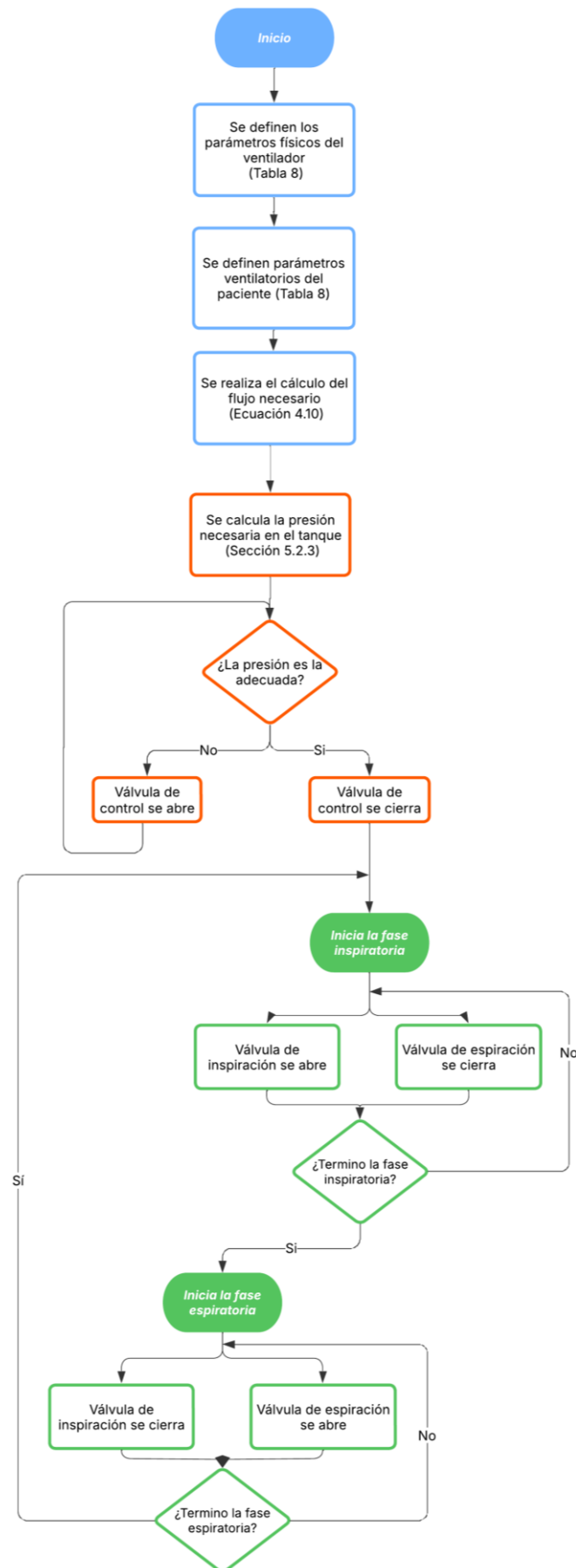


Figura 26. Diagrama de flujo correspondiente al funcionamiento del modelado analítico.

Posteriormente, se llevó a cabo la simulación del modelo, en la cual se evaluaron diferentes valores de PIP objetivo. Se trabajó con una relación inspiración-espирación de 1:2, una frecuencia respiratoria de 16 rpm y una compliancia fija de $C = 0,020 \text{ L/cmH}_2\text{O}$, representando la compliancia real del balón de anestesia utilizado en *VentyNet*.

Esto con el fin de evaluar el comportamiento del modelado en diferentes escenarios y corroborar el funcionamiento de este, de manera que permita evaluar los resultados futuros en el emulador *VentyNet*.

- *Caso 1, PIP=35 cmH₂O.*

De acuerdo con las ecuaciones empleadas en el modelado, para este caso inicial es necesario suministrar un flujo de 34,64 L/min, de modo que el tanque debe conservar una presión de 9,2628 psi.

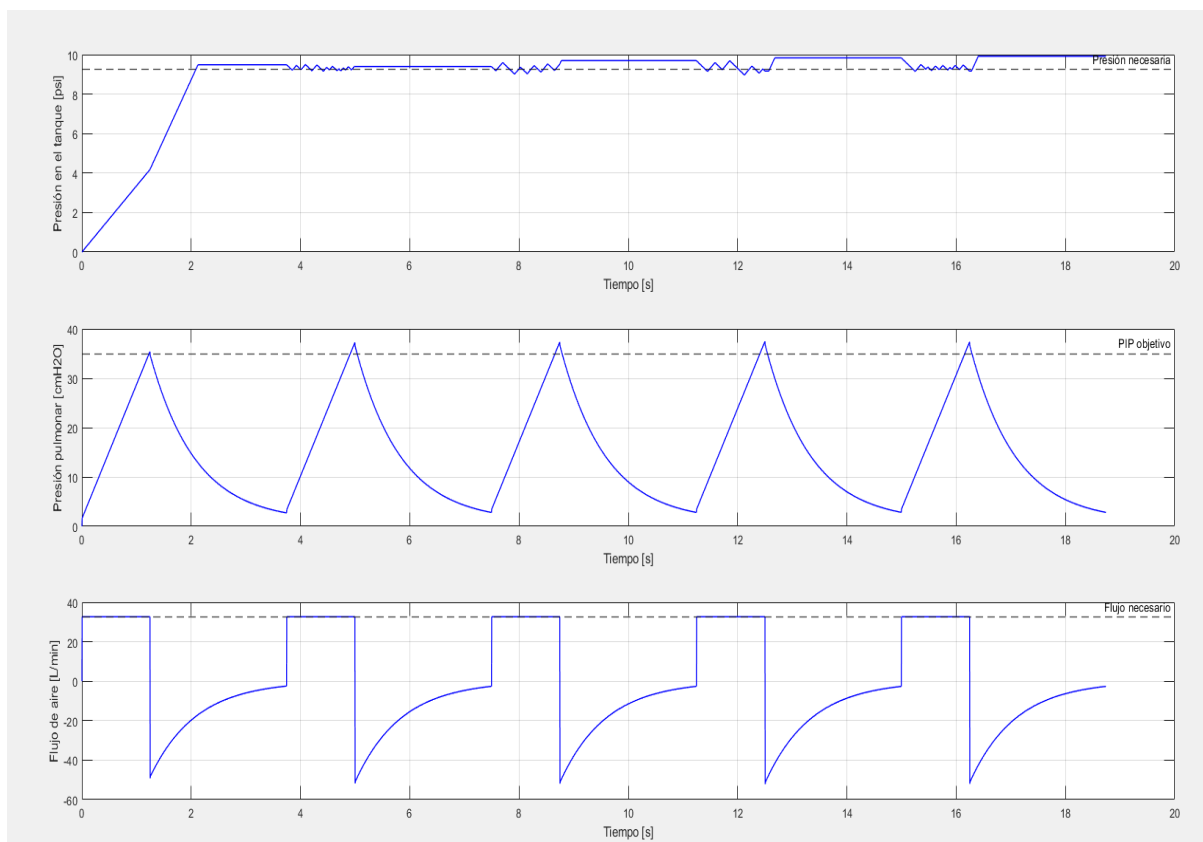


Figura 27. Gráficas obtenidas del modelado (PIP = 35 cmH₂O).

En la Figura 27 se observa que la presión del tanque presenta un rizado en las fases inspiratorias de la simulación, un comportamiento esperado debido a la naturaleza de la estrategia on/off utilizada. Sin embargo, a pesar de esta variación, se logra mantener la presión necesaria para cumplir con los objetivos ventilatorios durante la asistencia a la respiración.

- *Caso 2, PIP=25 cmH₂O.*

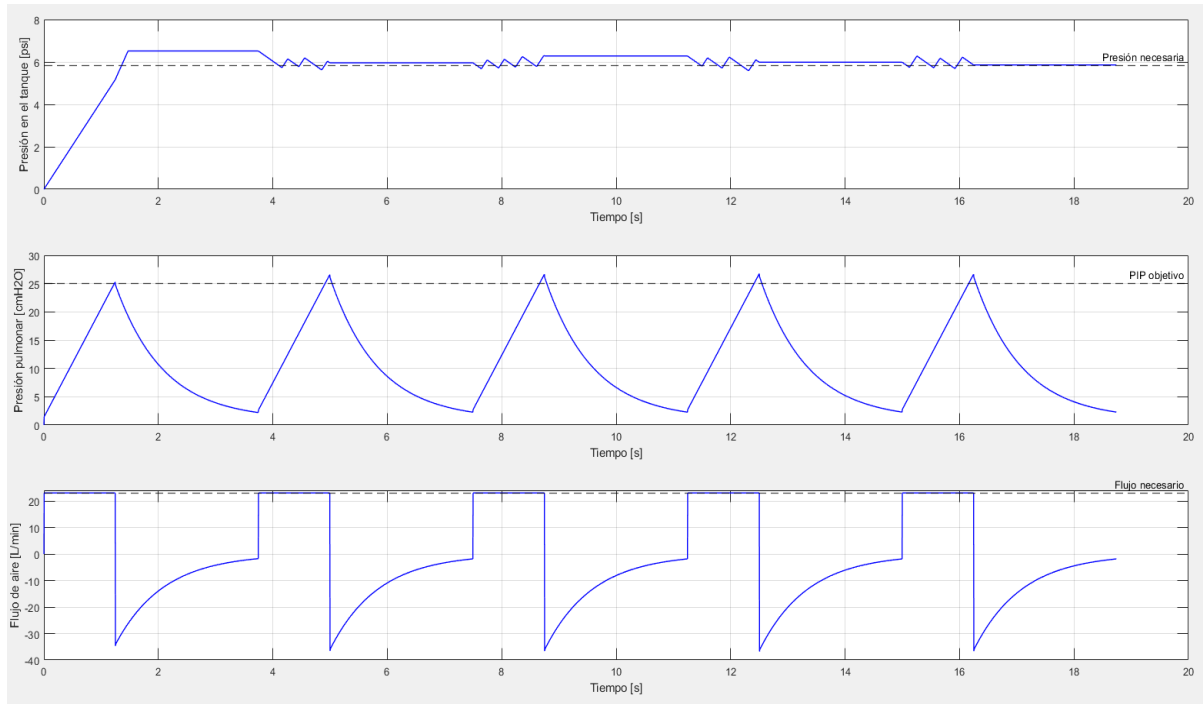


Figura 28. Gráficas obtenidas del modelado (PIP = 25 cmH₂O).

- *Caso 3, PIP=15 cmH₂O.*

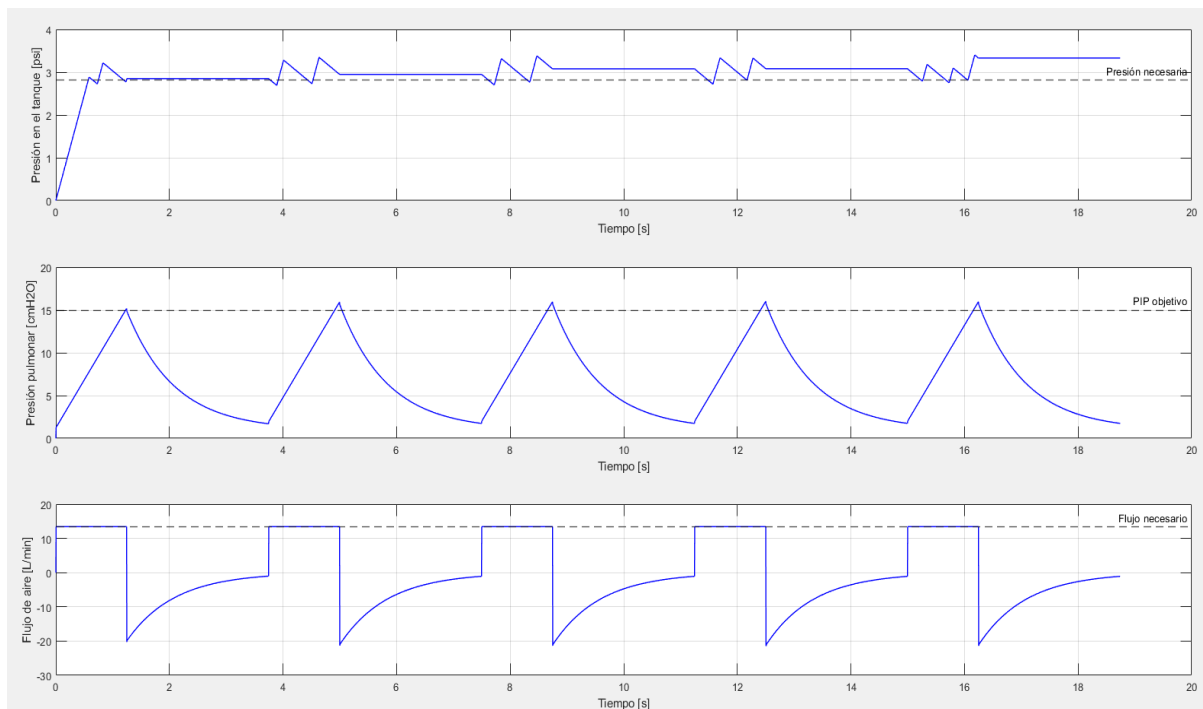


Figura 29. Gráficas obtenidas del modelado (PIP = 15 cmH₂O).

En la Figura 28 y Figura 29, correspondiente a las simulaciones realizadas, se logró evidenciar que el modelado presenta una buena similitud a las gráficas ventilatorias esperadas según la literatura (ver Figura 17). Asimismo, se verificó que los objetivos ventilatorios se cumplieron en cada ciclo respiratorio, sin registrar errores significativos en sus mediciones.

4.4 Resumen

En este capítulo se ha desarrollado un modelo analítico del ventilador mecánico *VentyNet*, diseñado para el soporte ventilatorio en la modalidad de presión controlada. Se comenzó con el análisis del dispositivo construido por la Escuela de Ingeniería Mecánica, sentando las bases teóricas para su modelado.

Posteriormente, se establecieron las ecuaciones que describen el comportamiento del ventilador, considerando analogías entre variables eléctricas y ventilatorias para representar el sistema de manera simplificada. Se analizaron aspectos clave como el flujo inspiratorio, la presión en el tanque de mezcla y la interacción con los parámetros ventilatorios del paciente, derivando expresiones fundamentales como la ecuación de balance de masa y la ecuación de los gases ideales.

Para validar el modelo, se implementó una simulación en MATLAB, utilizando parámetros físicos y ventilatorios realistas. Se evaluaron diferentes escenarios de presión inspiratoria pico (PIP), analizando cómo la presión en el tanque y el flujo inspiratorio varían en función de las condiciones establecidas.

Finalmente, los resultados obtenidos permiten comprender mejor el funcionamiento del ventilador mecánico y mejorar su desempeño, asegurando que los valores de presión y flujo se ajusten a las necesidades del paciente en ventilación mecánica con presión controlada.

5. Estrategia de control

5.1 Introducción

En este capítulo se abordan los procesos de caracterización y ajuste de los componentes clave en el sistema de ventilación mecánica *VentyNet*, así como el desarrollo de una estrategia de control adecuada para la regulación de la presión y el flujo de aire. Se inicia con el análisis de los actuadores, donde se comparan las válvulas proporcionales y las válvulas *on/off*, evaluando su desempeño en la regulación del flujo respiratorio. Posteriormente, se presenta la caracterización de los sensores utilizados en la adquisición de datos del sistema. Se describen los procesos de calibración y ajuste implementados para garantizar mediciones precisas de flujo y presión, incluyendo métodos de conversión de señales, compensación de errores y aplicación de filtros digitales para minimizar el ruido en las lecturas. Estos procedimientos resultan esenciales para mejorar la estabilidad y confiabilidad de los datos utilizados en la estrategia de control.

Asimismo, se analiza el tanque de mezcla, cuya caracterización permite establecer la relación entre la presión interna y el flujo de aire suministrado en la línea de inspiración. A partir de datos experimentales, se obtiene la caracterización que facilita la implementación de estrategias de control eficientes.

Finalmente, se plantea la estrategia de control diseñada para regular la presión en el tanque de manera dinámica, respondiendo a las necesidades de cada fase del ciclo respiratorio. Se justifica la elección de los actuadores y se presentan las limitaciones encontradas en configuraciones previas, destacando la importancia de una respuesta rápida y estable ante perturbaciones.

5.2 Caracterización y ajuste de componentes presentes en *VentyNet*

5.2.1 Actuadores

Las válvulas proporcionales implementadas en *VentyNet* (ver Figura 30) fueron desarrolladas por el grupo de investigación Bionovo de la Escuela de Ingeniería Mecánica. Estas están conformadas por una válvula de gas tradicional, manipulada mediante un servomotor DS3218MG, ambos acoplados mediante una carcasa impresa en 3D.

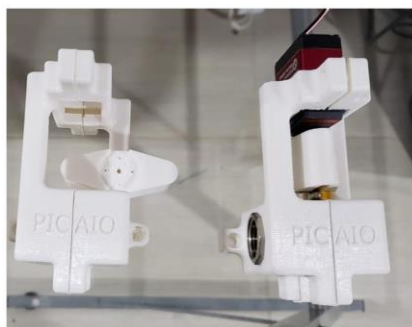


Figura 30. Válvula proporcional desarrollada por el grupo Bionovo [34].

Este diseño propio de válvula se justifica debido al alto costo de las válvulas proporcionales reguladoras de flujo necesarias en la ventilación mecánica, donde los caudales y las presiones de trabajo suelen ser bajas. Con el fin de garantizar la viabilidad del proyecto, la Escuela de Ingeniería Mecánica optó por implementar este sistema.

Para la caracterización de las válvulas, el grupo Bionovo realizó un experimento con el apoyo del Hospital San José de Buga. El proceso consistió en utilizar un ventilador mecánico comercial como fuente de suministro de aire, variando el flujo en tres niveles entre 25 y 75 L/min. La línea de prueba estaba compuesta por un sensor de flujo, dos sensores de presión y la válvula a caracterizar. Además, se diseñó un código para leer las señales de los sensores y ajustar el ángulo de apertura de la válvula en incrementos de 5° por prueba.

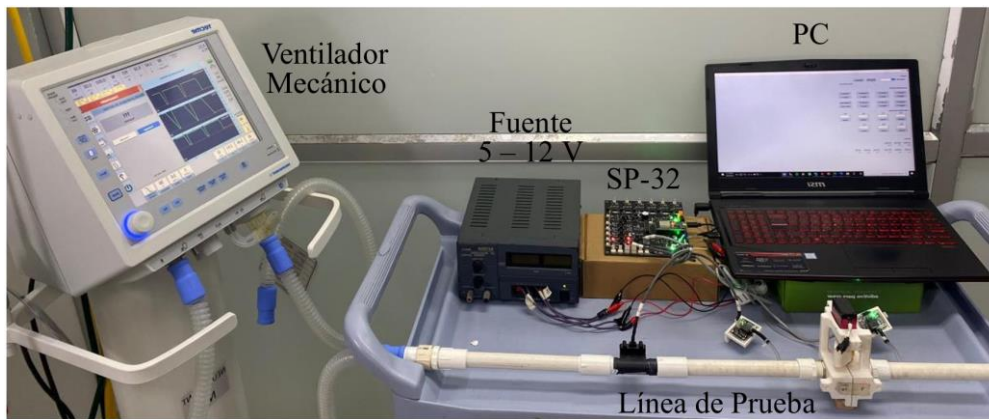


Figura 31. Montaje experimental para caracterizar la válvula proporcional [15].

Sin embargo, durante la caracterización se evidenció en la Figura 32 que las válvulas no presentaban cambios en el diferencial de presión durante los primeros 30° de apertura y que, al alcanzar los 60°, se producía una saturación. Esto demostró que su rango de funcionamiento efectivo estaba limitado entre 30° y 60°.

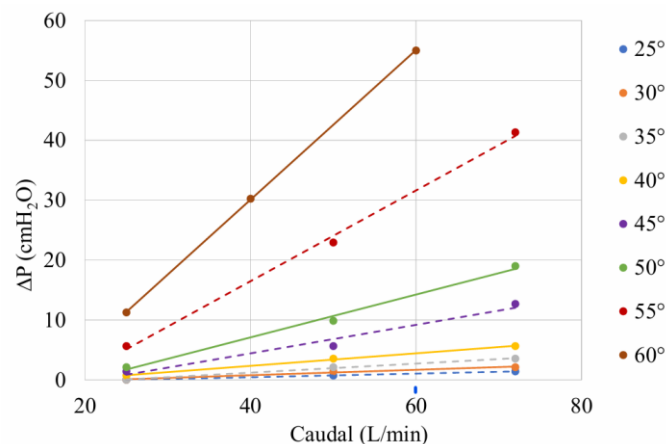


Figura 32. Relación P-Q para diferentes aperturas de la válvula proporcional [15].

Los resultados del experimento realizado por el grupo Bionovo indican que la válvula no es adecuada para implementar una ley de control efectiva en el manejo del flujo. La relación entre el caudal y la caída de presión presenta variaciones significativas según el ángulo de apertura, lo que dificulta predecir y regular el comportamiento del sistema con precisión. En particular, a mayores ángulos de apertura ($\geq 55^\circ$) se observa una caída de presión excesiva, lo que limita el control de altos caudales. Por otro lado, con ángulos pequeños ($\leq 40^\circ$), la respuesta de la válvula es poco sensible, impidiendo un ajuste fino del flujo. Estas inconsistencias y la falta de una respuesta lineal y predecible comprometen la estabilidad y precisión del sistema, lo que

hace inviable el uso de esta válvula para un control preciso del flujo en aplicaciones de ventilación mecánica.

Debido a las problemáticas identificadas en las válvulas proporcionales, el grupo Bionovo decidió no utilizarlas para la regulación de flujo en las estrategias de control, ya que no ofrecían la eficacia requerida para la aplicación. No obstante, se determinó un ángulo de apertura de 55° para la válvula proporcional, con el fin de establecer la relación entre el flujo y el delta de presión, optimizando así el mayor rango operacional según la información presentada en la Figura 32.

Por otro lado, aunque la arquitectura de las válvulas on/off implementadas no está diseñada para tareas de regulación de flujo constante, estas válvulas demostraron una mayor eficacia en la regulación durante el proceso de asistencia respiratoria. En particular, se destacó su rapidez de conmutación, lo que permite lograr un comportamiento similar al de una válvula proporcional. Sin embargo, es importante considerar que, debido a las exigencias de trabajo, las válvulas on/off pueden presentar desgaste y fallas en su funcionamiento a futuro. Por esta razón, como se explica en los trabajos futuros, se plantea la implementación de válvulas proporcionales que permitan operar de manera adecuada y eficiente con los niveles de caudal y presión presentes en la ventilación mecánica.

Es importante mencionar que, para mejorar la eficacia en el uso de las válvulas on/off, se emplearon dos tipos de estas. En primer lugar, para la sección del tanque de mezcla, se utilizó una válvula solenoide ZE-4F180, la cual opera en un rango de presiones de aproximadamente 3 PSI a 116 PSI [36]. Esta configuración fue seleccionada debido a la necesidad de contar con un componente robusto, capaz de soportar las presiones generadas por la fuente de suministro, en este caso, un compresor de aire.

Por otro lado, para la línea de inspiración y espiración, se empleó una válvula con un rango de trabajo entre 0 PSI y 2 PSI. Esto se debe a que las presiones presentes en esta etapa, correspondientes a las presiones pulmonares del paciente, son significativamente más bajas, lo que justifica el uso de actuadores con mayor precisión y eficiencia en estos rangos de presión.

5.2.2 Sensores

Para garantizar la precisión y confiabilidad de las mediciones en el sistema, se realizó la caracterización y ajuste de los sensores empleados en la adquisición de datos. En este caso, se utilizaron los sensores presentados en la Tabla 8. El procedimiento incluyó la conversión de las lecturas analógicas a valores físicos, la compensación de errores y la aplicación de un filtrado digital para mejorar la estabilidad de las mediciones.

El sensor de flujo proporciona una salida analógica proporcional al flujo de aire. Para obtener valores representativos, se aplicaron los siguientes ajustes:

1. Conversión de la lectura analógica a flujo real [37].

$$\text{Flujo} = \text{Lectura}_{\text{sens}} * \text{Cons}_{\text{Conversión}} * \text{Cons}_{\text{Atenuación}} \quad (5.1)$$

Donde:

- $\text{Cons}_{\text{Conversión}} = 0,000805664$ (Factor de resolución del conversor).

- $Cons_{Atenuación} = 1,5$ (Factor de amplificación para mejorar la sensibilidad).
2. Aplicación de un ajuste lineal basado en la ecuación de calibración del sensor [37]:

$$Flujo = (V_{sensor} * a) - b \quad (5.2)$$

Donde:

- $a = 36,077$ (Pendiente de la calibración)
 - $b = 17,351$ (Intercepto)
3. Cálculo del flujo neto en el sistema:

$$Flujo_{Total} = Flujo_{Inspiratorio} - (Flujo_{Espiratorio} * 0,88) \quad (5.3)$$

Los sensores de presión miden la presión diferencial y su salida es procesada de la siguiente manera:

1. Conversión de la lectura analógica a presión [38]:

$$presion = \frac{V_{sensor} - 0.5 * V_s}{Factor_{presion}} * Conversion_{PSI} * 91.3991 \quad (5.4)$$

Donde:

- $V_s = 5,0$ V (Voltaje de referencia del sensor).
 - $Factor_{presión} = 0,057$ (Constante del fabricante).
 - $Conversion_{PSI} = 0,145038$ (Factor de conversión a PSI).
 - $91,3991$ (Factor de conversión a cmH2O).
2. Compensación por error de temperatura y presión [38]:

$$Compensación = Error_{presión} * Error_{Temperatura} * Factor_{Presión} * V_s \quad (5.5)$$

Para minimizar el ruido en las mediciones, se implementó un filtrado de media móvil exponencial. Este método suaviza las fluctuaciones de la señal dando mayor peso a los valores recientes [34]:

$$X_{filtrado} = a * X_{actual} + (1 - a) * X_{previo} \quad (5.6)$$

El valor de X representa los valores obtenidos después del procesamiento de las medidas de presión, flujo y volumen provenientes de los sensores.

Se utilizaron diferentes coeficientes de suavizado según la variable medida [34]:

- Presión: $a = 0,1$
- Flujo: $a = 0,5$
- Volumen: $a = 0,3$

Este filtrado permitió reducir las variaciones no deseadas sin afectar la dinámica del sistema.

La calibración y ajuste de los sensores fueron pasos fundamentales para garantizar la precisión en la adquisición de datos. Se llevó a cabo la conversión de señales analógicas a valores físicos significativos, corrigiendo errores de linealidad y atenuación. Además, se implementó un filtrado digital que mejoró la estabilidad de las mediciones al reducir el impacto del ruido en los cálculos finales.

5.2.3 Tanque de mezcla

Con el objetivo de conocer la relación entre la presión en el tanque y el flujo en la línea de inspiración, que permita cumplir con los requisitos de la ventilación mecánica, se procede a caracterizar la presión del tanque en función del flujo en dicha línea. La prueba consiste en establecer una presión específica en el tanque y medir el flujo de salida en la línea de inspiración durante un rango de tres a cuatro ciclos respiratorios. Para ello, se deja la línea de inspiración libre, sin conexión a un emulador de pulmón, con el fin de registrar el flujo de salida sin ningún esfuerzo adicional. El montaje utilizado durante la caracterización se puede observar en la Figura 33.



Figura 33. Montaje para caracterización del tanque.

Los datos de presión y flujo obtenidos se recopilan en la Tabla 10.

Tabla 10. Datos caracterización del tanque de mezcla.

Presión del tanque [psi]	Flujo [L/min]	Presión del tanque promedio [psi]	Flujo promedio [L/min]
6,4	21,9	6,4	21,8
6,4	21,7		
6,4	21,9		
7,2	24,1	7,3	24,5
7,2	24,2		
7,5	25,1		

8,2	26,9	8,2	26,2
8,3	26,0		
8,2	25,8		
8,2	26,1		
9,1	24,0	9,1	27,5
9,1	28,4		
9,2	30,0		
10,4	33,5	10,3	33,3
10,1	32,9		
10,3	33,4		
10,3	33,4		
12,1	38,3	12,1	37,7
12,1	36,9		
12,0	37,9		
13,2	41,0	13,2	40,7
13,1	40,9		
13,2	40,1		
14,1	39,2	14,1	39,4
14,0	39,8		
14,1	39,2		
15,0	41,8	15,0	44,3
15,0	45,6		
15,0	45,4		
16,2	47,6	16,2	47,9
16,2	48,0		
16,2	48,0		
17,1	50,0	17,1	48,1
17,0	48,3		
17,1	45,9		

De este modo, los datos se ajustan mediante un modelo polinomial para obtener una función que relacione la presión del tanque con el flujo (ver Figura 34), permitiendo así cumplir los objetivos ventilatorios a lo largo de los ciclos respiratorios.

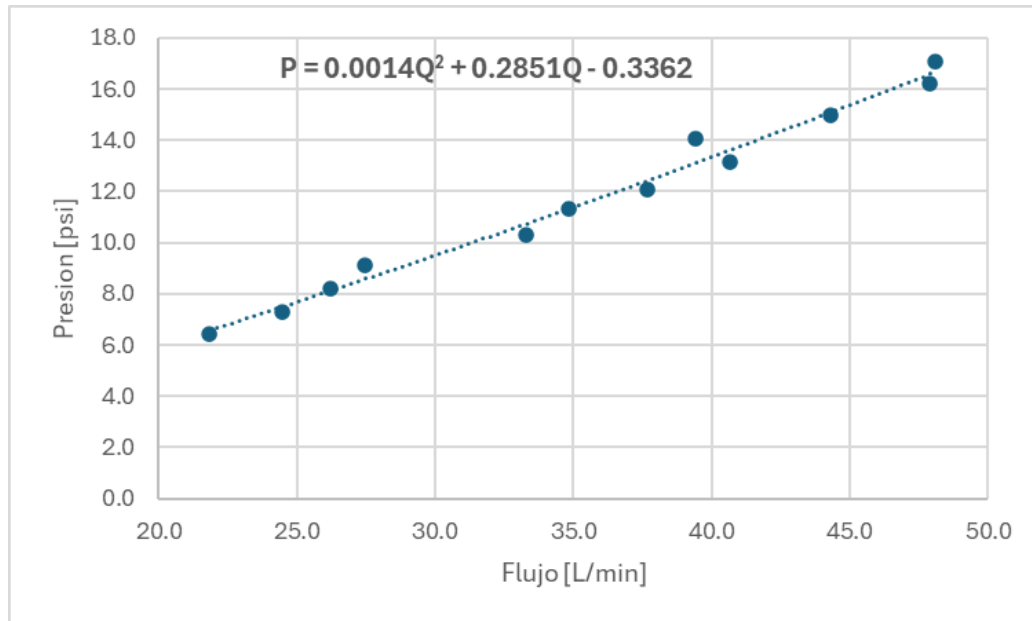


Figura 34. Ajuste polinomial de la presión en función del flujo.

5.3 Planteamiento de estrategia de control

En el capítulo anterior se formalizó la premisa de que el modelado analítico del sistema de ventilación mecánica se enfoca en la sección 1 del ventilador, la cual incluye el tanque de presión y la válvula de control de flujo situados antes de las líneas de inspiración y espiración. Esta sección desempeña un papel fundamental en la generación y control de la presión necesaria para cumplir con los requerimientos de los ciclos respiratorios del paciente.

El objetivo principal del sistema de control es crear un perfil de presión en el tanque que no solo se mantenga en el valor de referencia, sino que también se adapte dinámicamente a las demandas de cada fase del ciclo respiratorio. La presión debe ajustarse de manera oportuna para garantizar un suministro de aire adecuado durante la inspiración y permitir una correcta liberación durante la espiración. Se busca, por lo tanto, un sistema que responda rápidamente a perturbaciones y mantenga un perfil de presión estable, sin comprometer la seguridad del proceso respiratorio.

Inicialmente, se consideró la implementación de válvulas proporcionales como elemento de control del flujo de entrada al tanque, dado que su capacidad para regular el caudal de manera continua parecía adecuada para garantizar un perfil de presión estable. Sin embargo, en experimentos realizados (Sección 5.2.1 Actuadores) se evidenciaron limitaciones significativas al utilizar este tipo de válvulas. Entre los problemas observados se destacan su baja velocidad de respuesta, la incapacidad para manejar con precisión los pequeños caudales y presiones características del proceso de ventilación, y un rango de movimiento que no generaba variaciones perceptibles en el flujo hacia el tanque. Estas limitaciones afectaban negativamente la sincronización y el ajuste dinámico del perfil de presión requerido durante las fases respiratorias.

A pesar de estas dificultades, se determinó un ángulo de apertura de 55° para las válvulas proporcionales con el fin de establecer la relación entre el flujo y el delta de presión. Este

ángulo permitió alcanzar el mayor rango operacional posible, y fue empleado en las pruebas para optimizar el comportamiento del sistema dentro de las limitaciones identificadas.

5.3.1 Concepción de la estrategia de control

Ante las limitaciones observadas en el uso de válvulas proporcionales, se optó por una estrategia de control basada en válvulas on/off. Esta decisión se fundamenta en el rendimiento superior que demostraron estas válvulas en términos de rapidez de respuesta y efectividad en el paso del flujo de aire hacia el tanque. A diferencia de las válvulas proporcionales, las válvulas on/off son capaces de manejar los pequeños caudales y presiones involucrados en la ventilación mecánica, permitiendo un mejor ajuste de la presión sin recurrir a técnicas de modulación más complejas.

La naturaleza binaria de la operación de las válvulas on/off simplifica el control del flujo mediante estrategias directas de apertura y cierre. En este caso, el microcontrolador ejecuta una lógica de control simple en la que activa o desactiva las válvulas en función de la comparación entre la presión medida en el tanque (P_{tank}) y la referencia deseada (P_{ref}). Esta señal de error es procesada para generar comandos digitales que regulan directamente el estado de las válvulas, garantizando que la presión se mantenga dentro de los valores deseados.

Aunque se ha observado que esta estrategia genera un pequeño rizado en el control, dicho efecto no compromete la seguridad del paciente. Sin embargo, se reconoce que para optimizar aún más el perfil de presión y mejorar la calidad de la ventilación proporcionada, podría explorarse la implementación de técnicas adicionales de suavizado o estrategias de control más avanzadas.

De esta manera, la concepción de la estrategia de control se basa en un sistema de lazo cerrado compuesto por válvulas on/off, un microcontrolador y un sensor de presión como elemento de realimentación. Este diseño asegura un control dinámico de la presión en el tanque, respondiendo a las demandas del ciclo respiratorio sin incurrir en la complejidad técnica y los problemas asociados al uso de válvulas proporcionales o técnicas de modulación avanzadas.

5.3.2 Bucla en lazo cerrado

A partir de este enfoque, se establece la siguiente bucla de control en lazo cerrado que supervisa y ajusta continuamente los parámetros de presión y flujo en función de las variaciones en el ciclo respiratorio y de las condiciones del sistema. Este lazo cerrado permite:

1. **Monitoreo continuo** del perfil de presión en el tanque, ajustándolo en tiempo real para que coincida con los tiempos y parámetros requeridos en cada fase de la respiración.
2. **Corrección de desviaciones** en la presión objetivo, ajustando la apertura o cierre de la válvula de control en respuesta a perturbaciones externas o cambios en la resistencia de las vías respiratorias.
3. **Sincronización con los ciclos respiratorios** de inspiración y espiración, asegurando una transición suave entre ambas fases y minimizando el esfuerzo adicional que pueda requerir el paciente.

Esta estrategia de control en lazo cerrado proporciona una base sólida para optimizar el funcionamiento del ventilador en escenarios clínicos reales, donde las condiciones fisiológicas del paciente pueden variar y es necesario ajustar el flujo de aire y la presión para mantener una ventilación efectiva y segura.

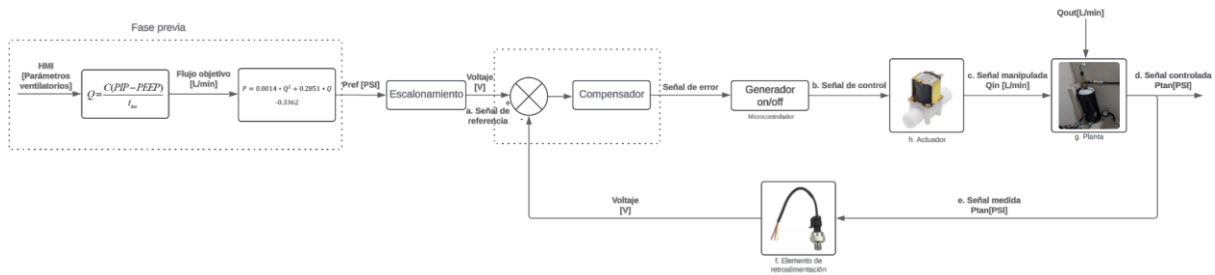


Figura 35. Bucla en lazo cerrado.

- a. Señal de referencia:** Presión deseada en el interior del tanque, expresada en PSI.
- b. Señal de control:** Ley de control todo o nada generada por el controlador para ser entregada al actuador.
- c. Señal manipulada:** Flujo de entrada de aire al tanque, expresado en L/min.
- d. Señal controlada:** Presión de referencia en el tanque.
- e. Señal medida:** Presión al interior del tanque, expresada en PSI.
- f. Bloque de realimentación:** Compuesto por un sensor de presión (DC 5V 1/4" 0-174 PSI), con un rango de trabajo entre 0 y 174 PSI, que entrega un voltaje entre 0.4 y 4.5 VDC.
- g. Planta:** Tanque rígido donde se aplica el control para mantener la presión objetivo.
- h. Actuadores:** Válvulas solenoides de dos estados.

5.3.3 Algoritmo de control

En la revisión bibliográfica realizada, se identificaron diferentes enfoques de control aplicados a ventiladores mecánicos de bajo costo. Uno de los trabajos más relevantes y afines a los objetivos de este proyecto es el artículo titulado “Low-Complexity System and Algorithm for an Emergency Ventilator Sensor and Alarm”, desarrollado por un grupo de estudiantes de la Universidad de Illinois, en Estados Unidos.

El enfoque adoptado en dicho trabajo consiste en un control de tipo on/off en lazo cerrado, el cual permite regular las presiones dentro del sistema de ventilación de manera automática. Este tipo de control resulta adecuado cuando se utilizan válvulas solenoides que solo permiten dos estados (abierto o cerrado), y cuando el objetivo principal no es seguir una señal de presión variable, sino alcanzar y mantener una presión objetivo dentro de un margen aceptable durante cada fase del ciclo respiratorio.

De este modo, el sistema de control implementado en *VentyNet* para mantener la presión del tanque utiliza un algoritmo sencillo de tipo on/off, ejecutado en un microcontrolador ESP32. Este algoritmo se basa en la comparación continua entre la presión medida en el tanque y un valor de referencia deseado. Este control se ejecuta en ciclos periódicos definidos por el tiempo de muestreo del ESP32 (20 ms), que lee la señal del sensor de presión, procesa la comparación y envía las órdenes correspondientes a las válvulas solenoides.

Para minimizar la conmutación rápida y frecuente de las válvulas, se introduce una banda de histéresis alrededor de la presión objetivo. Esta banda establece dos umbrales distintos:

- **Umbral inferior (Presión_encendido):** Valor por debajo del cual se activan las válvulas para incrementar la presión.

- **Umbral superior (Presión_apagado):** Valor por encima del cual se desactivan las válvulas para detener el flujo.

Esto genera un margen en el que, si la presión se encuentra entre ambos umbrales, el estado de las válvulas no cambia, evitando conmutaciones innecesarias. El pseudocódigo que describe la estrategia implementada es el siguiente.

Función control de la presión del tanque ():

Si Presión del tanque medida < Presión_encendido Entonces

Activar válvula v1

Activar válvula v2

Sino si Presión del tanque medida > Presión_apagado Entonces

Desactivar válvula v1

Desactivar válvula v2

Sino

Mantener estado actual de las válvulas

Fin Si

Fin Función

De esta manera, se espera que:

- Cuando la presión medida en el tanque es inferior a la presión de encendido, el controlador activa las válvulas v1 y v2, permitiendo el paso de aire para aumentar la presión interna.
- Cuando la presión medida en el tanque es superior a la presión de apagado, el controlador desactiva las válvulas v1 y v2, deteniendo el flujo de aire y permitiendo que la presión disminuya debido al consumo o fugas naturales.
- Cuando la presión en el tanque está dentro del umbral definido, el controlador mantiene el estado actual de las válvulas v1 y v2, permitiendo conservar las condiciones de presión.
- Este ciclo se repite constantemente, generando un patrón de encendido y apagado (on/off) de las válvulas que mantiene la presión dentro de un rango cercano al objetivo.

El análisis realizado se centró únicamente en el estado estacionario ya que el objetivo principal del sistema de control implementado no es seguir una referencia dinámica continua ni responder rápidamente a perturbaciones transitorias, sino garantizar que la presión en el tanque alcance y se mantenga cerca de un valor objetivo durante cada fase del ciclo respiratorio. Este tipo de aplicación, en la que el control se realiza con válvulas on/off permiten a la presión estabilizarse dentro de un rango aceptable antes de pasar a la siguiente fase.

La Figura 36 presenta el comportamiento del algoritmo de control implementado donde la señal de azul corresponde a la presión medida (en PSI), que oscila de manera periódica, mientras que la línea naranja indica el estado de la válvula (encendida o apagada). El sistema utiliza dos umbrales: uno de encendido (línea verde) y otro de apagado (línea roja). Cuando la presión cae

por debajo del umbral inferior, la válvula se activa, permitiendo que la presión aumente; una vez que esta supera el umbral superior, la válvula se apaga. Este mecanismo con histéresis evita oscilaciones rápidas e innecesarias en la activación de la válvula, estabilizando el funcionamiento del sistema.

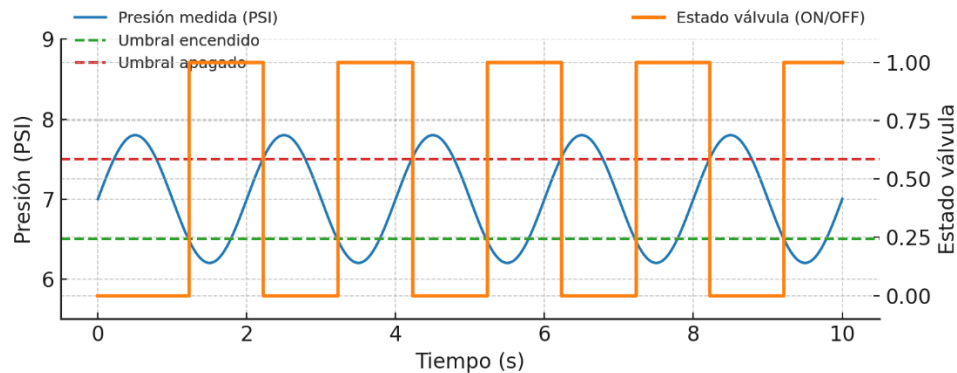


Figura 36. Representación del funcionamiento esperado del algoritmo de control.

5.3.4 Sincronización con el ciclo respiratorio y auto calibración.

Para garantizar la sincronización con las fases de inspiración y espiración del ciclo respiratorio, se programan temporizadores en el microcontrolador que controlan la duración de cada fase. La presión en el tanque se ajusta de forma continua para coincidir con las necesidades de cada etapa del ciclo, proporcionando un patrón de presión que sigue los requerimientos del paciente.

Además, es importante que el ventilador se adapte a las condiciones de cada paciente, más específicamente a la compliancia pulmonar (C). Este parámetro representa la capacidad de los pulmones para expandirse ante un diferencial de presión aplicado, siendo fundamental para calcular el flujo necesario durante la fase de inspiración y así cumplir con los parámetros ventilatorios establecidos.

La compliancia pulmonar cobra especial relevancia porque su valor influye directamente en la forma en que el ventilador ajusta el volumen y la presión suministrados al paciente. En la Tabla 9 se presentan valores típicos de compliancia, los cuales pueden emplearse para obtener una estimación inicial del valor de C en el paciente. Sin embargo, dado que este parámetro puede variar significativamente debido a factores fisiológicos o condiciones clínicas, es necesario un enfoque adaptable.

Para abordar esta variabilidad, se seleccionará un valor inicial de C y se implementará en el código un algoritmo de retroalimentación. Este algoritmo permitirá que el sistema, a partir de los datos obtenidos de los sensores de presión y volumen durante los primeros ciclos respiratorios, realice un cálculo dinámico de la compliancia real del paciente. Esta capacidad de autoajuste beneficiará el funcionamiento del ventilador, ya que al ser C un valor altamente dependiente de otras condiciones, el sistema podrá aproximarlos de manera precisa, optimizando así la eficiencia y seguridad del proceso ventilatorio.

El funcionamiento de la estrategia de control descrita anteriormente se presenta en la Figura 37.

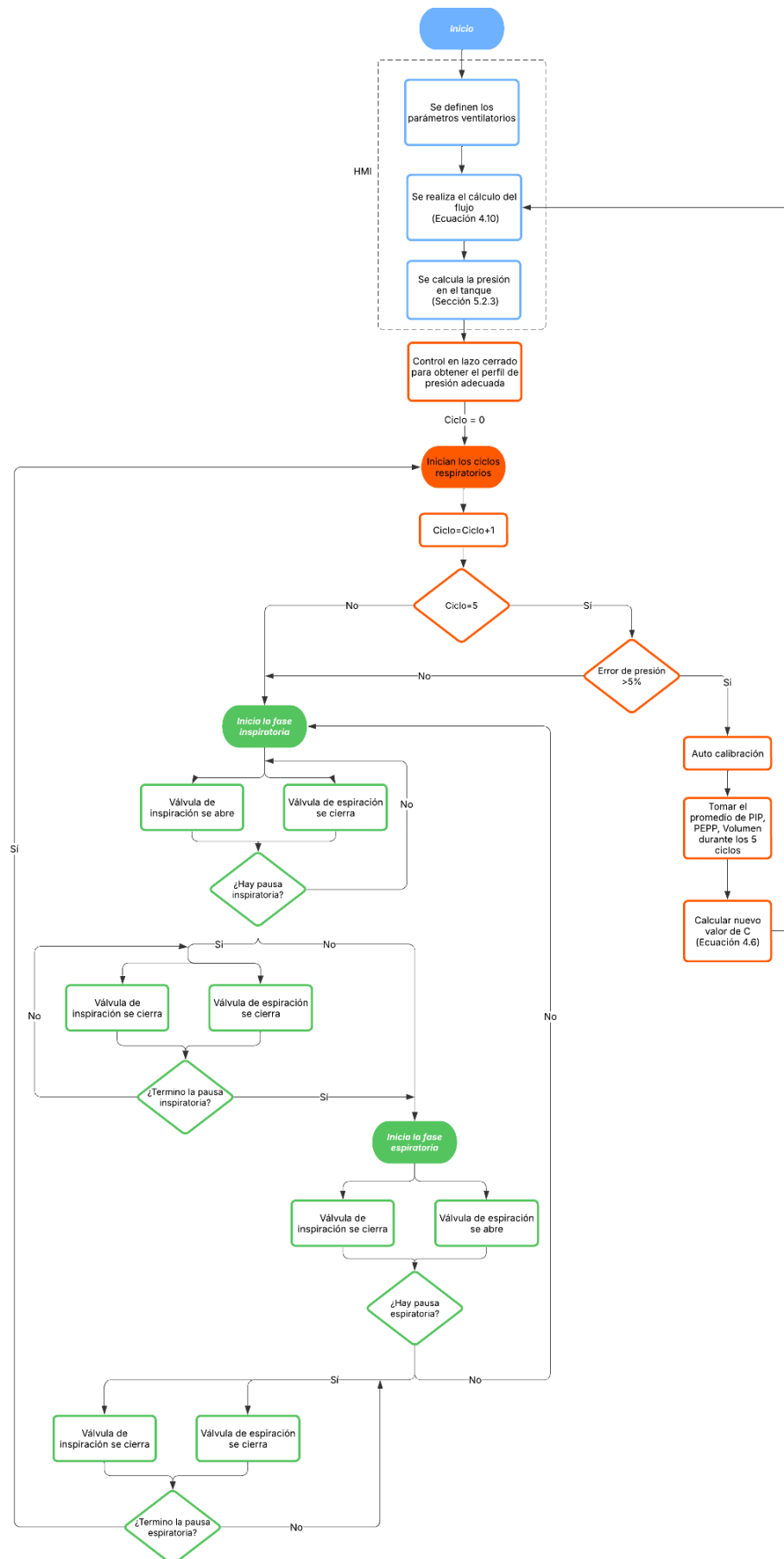


Figura 37. Diagrama de flujo estrategia implementada en VentyNet.

5.4 Interfaz humano máquina (HMI)

Para el funcionamiento adecuado del ventilador mecánico, es esencial configurar los parámetros ventilatorios en función del modo de ventilación requerido. Para ello, se necesita una interfaz humano-máquina (HMI) que permita al especialista manejar y monitorear estos parámetros de manera eficiente.

VentyNet ya dispone de una HMI que opera en el modo de ventilación por volumen controlado. Para simplificar el proyecto, se planea modificar el código existente para que también soporte el modo de presión controlada. Esta modificación incluye la incorporación de las variables específicas de presión y el desarrollo del algoritmo necesario para implementar este modo de ventilación.

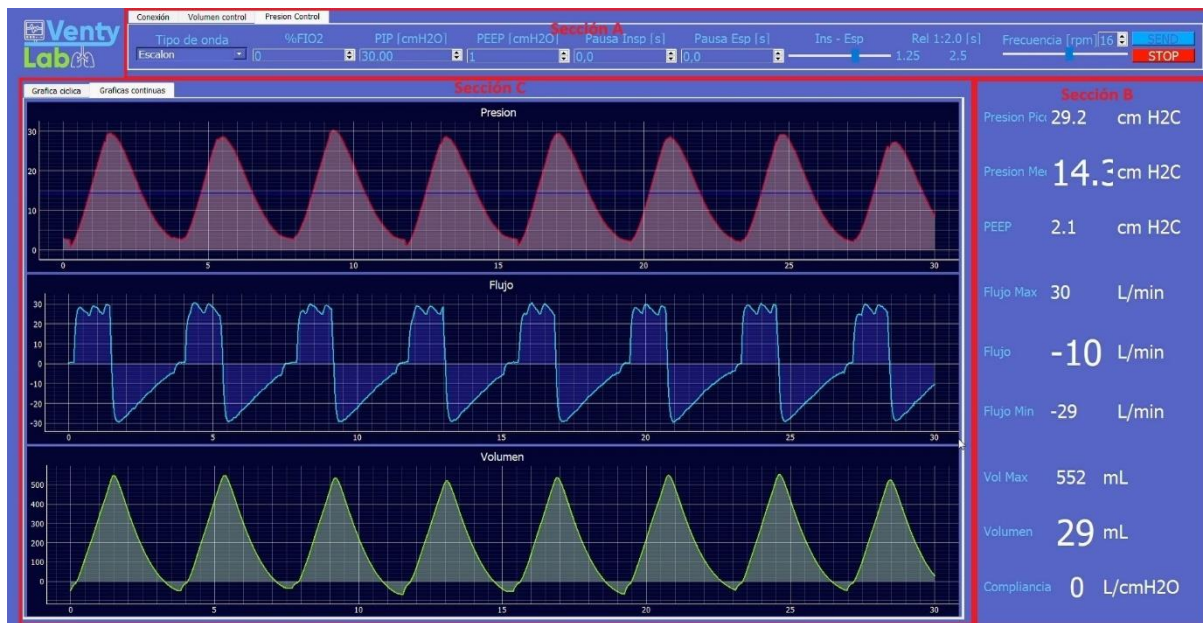


Figura 38. Interfaz humano máquina de VentyNet en el modo presión control.

La interfaz desarrollada (ver Figura 38) cuenta con diferentes apartados diseñados para facilitar el manejo del ventilador mecánico.

5.4.1 Sección A. Pestañas de navegación.

Este primer apartado está conformado por las siguientes pestañas de navegación.

- **Conexión:** Este apartado permite establecer la conexión con el controlador ESP32 y configurar los baudios de transmisión, asegurando una comunicación eficiente entre los dispositivos. Además, incluye campos editables donde se puede ajustar el porcentaje de aire y oxígeno que se suministrará al paciente, garantizando una mezcla precisa y adecuada según las necesidades clínicas.



Figura 39. Pestaña de navegación.

- **Volumen controlado:** En este apartado, se consideran los parámetros ventilatorios específicos para el modo de volumen controlado (ver Tabla 5). Aquí, el especialista

puede configurar los valores necesarios, como el volumen tidal y la frecuencia respiratoria, para asegurar que el paciente reciba el soporte ventilatorio adecuado. Este modo es esencial para situaciones donde se necesita un control preciso del volumen de aire administrado.



Figura 40. Pestaña Volumen control.

- **Presión controlada:** De manera similar, en el apartado de presión controlada, se configuran los parámetros necesarios para este modo de ventilación. Esto incluye la presión inspiratoria máxima y otros parámetros críticos que aseguran que el ventilador mantenga la presión adecuada durante el ciclo respiratorio, proporcionando un soporte ventilatorio que se adapta a las condiciones pulmonares del paciente.

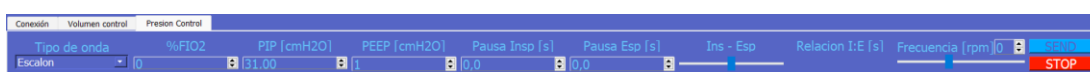


Figura 41. Pestaña Presión control.

5.4.2 Sección B. Monitoreo de variables

La interfaz incluye un apartado dedicado a mostrar los valores de las variables que se están trabajando en tiempo real. Este campo es exclusivamente visual y permite el monitoreo continuo de las variables durante el ciclo respiratorio, facilitando al especialista la supervisión y el ajuste de los parámetros según sea necesario.

5.4.3 Sección C. Representación gráfica.

Para mejorar la usabilidad y el monitoreo en tiempo real, la interfaz también ofrece una representación gráfica del proceso de ventilación. Se presentan varias gráficas.

- **Gráficas cíclicas:** Estas muestran la relación entre el volumen y la presión, así como entre el flujo y el volumen, permitiendo al especialista visualizar el ciclo respiratorio completo y ajustar los parámetros según sea necesario.

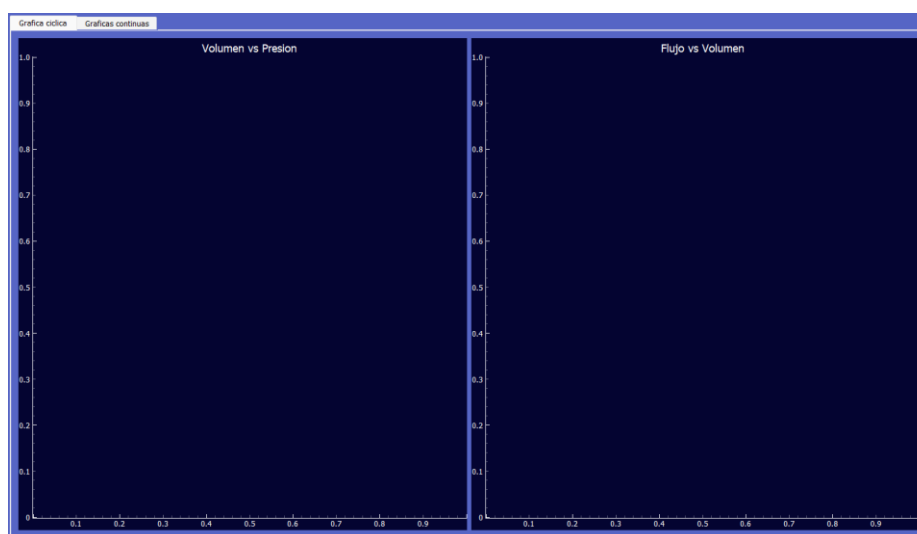


Figura 42. Gráficas cíclicas Volumen-Presión, Flujo-Volumen.

- **Gráficas continuas:** Estas gráficas proporcionan una visualización constante del comportamiento de las variables más importantes: flujo, volumen y presión. Este monitoreo continuo es crucial para detectar cualquier anomalía de manera inmediata y realizar ajustes en tiempo real.

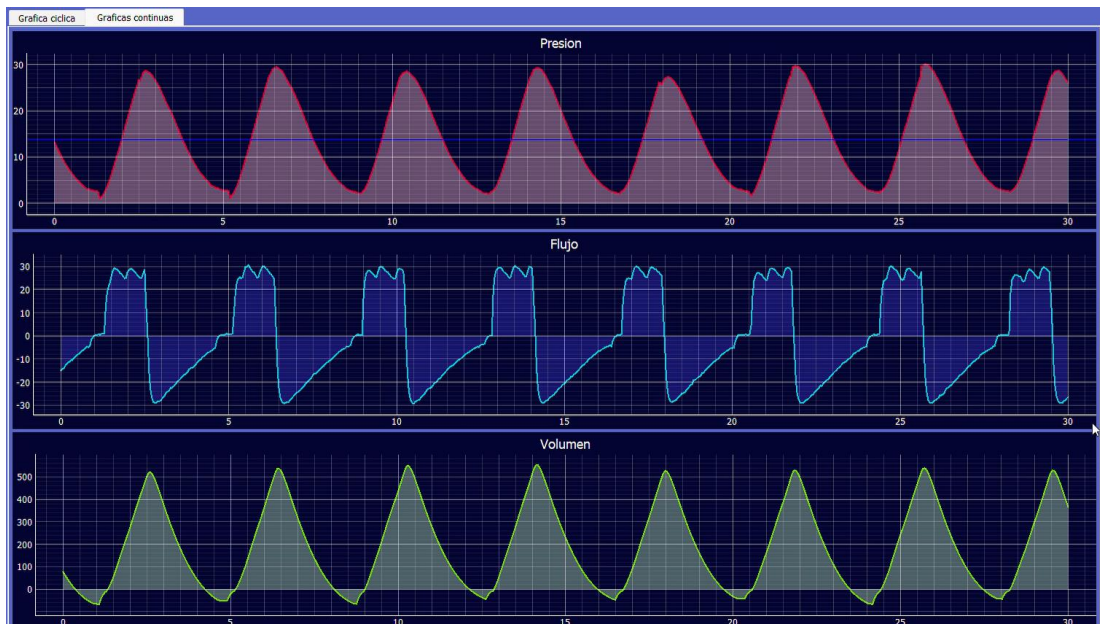


Figura 43. Gráficas continuas presión, flujo y volumen en función del tiempo.

En conjunto, estos apartados y herramientas gráficas aseguran que el ventilador mecánico pueda ser configurado y monitoreado de manera precisa y eficiente, proporcionando al paciente el soporte ventilatorio óptimo.

5.5 Resumen

En este capítulo se han caracterizado y ajustado los principales componentes del sistema *VentyNet* con el objetivo de optimizar su desempeño en ventilación mecánica. Se abordó el análisis de los actuadores utilizados para la regulación del flujo, destacando las limitaciones de las válvulas proporcionales y la implementación de válvulas on/off como alternativa viable.

También se llevó a cabo la caracterización de los sensores de presión y flujo, asegurando una correcta conversión de señales y la aplicación de filtrados digitales para minimizar errores en las mediciones. Estos ajustes fueron clave para garantizar la confiabilidad de los datos utilizados en las estrategias de control.

Además, se estableció la relación entre la presión en el tanque de mezcla y el flujo en la línea de inspiración, permitiendo caracterizar su comportamiento y sentar las bases para un control más preciso del sistema. A partir de estos hallazgos, se definió una estrategia de control enfocada en mantener un perfil de presión estable y adaptable a las necesidades del paciente, asegurando un rendimiento adecuado del ventilador. Evidenciando que, aunque las válvulas proporcionales no fueron óptimas para esta aplicación, las válvulas *on/off* demostraron ser más efectivas debido a su rápida conmutación, permitiendo una regulación aceptable del flujo. Sin embargo, su uso prolongado podría generar problemas de desgaste, lo que motiva la exploración de nuevas alternativas en futuros desarrollos.

6. Pruebas y resultados

6.1 Introducción

En el ámbito de la ventilación mecánica, el modo de presión controlada desempeña un papel fundamental para garantizar un suministro adecuado de oxígeno al paciente mediante la regulación precisa de la Presión Inspiratoria Pico (PIP) durante la fase inspiratoria. La validación del sistema de control en esta modalidad es esencial para asegurar su funcionamiento confiable y su capacidad de mantener parámetros ventilatorios dentro de los límites establecidos.

El presente capítulo tiene como objetivo definir y detallar el protocolo de pruebas experimentales diseñado para evaluar el desempeño del sistema de control en modo presión. A través de este protocolo, se busca verificar la precisión y estabilidad del sistema bajo diferentes condiciones operativas, comparando los resultados experimentales con los obtenidos a partir del modelo analítico desarrollado previamente.

Las pruebas se realizarán utilizando el emulador de ventilador mecánico *VentyNet* junto con un balón de anestesia, lo que permitirá simular condiciones reales de carga y analizar el comportamiento del sistema en escenarios diversos. Las mediciones de variables clave, como la presión y el flujo, se registrarán y evaluarán con base en los parámetros establecidos en la Tabla 11, los cuales consideran variaciones en la PIP, la relación inspiración: espiración (I:E) y la frecuencia respiratoria.

Además, para garantizar una evaluación integral del sistema, se emplearán criterios específicos que permitirán determinar el grado de concordancia entre el modelo teórico y los resultados experimentales, así como validar la eficacia del control en distintas condiciones de operación.

6.2 Definición de pruebas experimentales

El objetivo principal del modo presión control en la ventilación mecánica es alcanzar y mantener la Presión Inspiratoria Pico (PIP) durante la fase inspiratoria. Para validar el correcto funcionamiento del sistema de control en esta modalidad, se establece el siguiente protocolo de pruebas experimentales.

Se implementará la estrategia de control analizada en el capítulo anterior. Posteriormente, se configurarán los parámetros del sistema de acuerdo con la Tabla 11 y se registrarán mediciones de variables clave como presión y flujo. El propósito de estas mediciones es comparar los valores obtenidos experimentalmente con los resultados derivados del modelado analítico, utilizando las mismas configuraciones del ventilador mecánico.

El protocolo experimental se llevará a cabo empleando el emulador de ventilador mecánico *VentyNet*, en combinación con un balón de anestesia, lo que permitirá simular diferentes condiciones de carga y evaluar el desempeño del sistema en distintos rangos de funcionamiento.

6.2.1 Parámetros de prueba

Basándose en los parámetros ventilatorios típicos reportados en la literatura (ver Tabla 5), se definieron las configuraciones de prueba detalladas en la Tabla 11. Estas configuraciones consideran variaciones en la PIP, la relación inspiración: espiración (I: E) y la frecuencia respiratoria, con el fin de evaluar el comportamiento del sistema bajo diferentes condiciones.

Tabla 11. Escenarios para las pruebas experimentales.

Prueba No.	Parámetros			
	PIP [cmH ₂ O]	PEEP [cmH ₂ O]	I: E	Frecuencia [rpm]
1	20	3	1:2	16
2	20	3	1:3	16
3	25	3	1:2	16
4	25	3	1:3	16
5	30	3	1:2	16
6	30	3	1:3	16
7	35	3	1:2	16
8	35	3	1:3	16
9	25	3	1:2	12
10	30	3	1:2	12
11	35	3	1:2	12
12	25	3	1:2	20
13	30	3	1:2	20
14	35	3	1:2	20

Dado que el objetivo de la ventilación por presión control es mantener una presión específica durante los ciclos respiratorios, se seleccionaron valores elevados de PIP para evaluar el desempeño del ventilador en condiciones críticas de presión. Además, se ajustaron la relación I: E y la frecuencia respiratoria con el fin de someter al ventilador a exigencias más rigurosas, verificando su capacidad de respuesta ante las demandas médicas más exigentes.

6.2.2 Criterios de evaluación

Para determinar la eficacia del control en modo presión, se utilizarán los siguientes criterios de evaluación:

- Comparar con el modelo analítico: Se realizará una comparación del comportamiento de los datos obtenidos con el modelo analítico desarrollado y se evaluará el porcentaje de error entre las gráficas.
- Precisión en la PIP alcanzada: Se evaluará la capacidad del sistema para alcanzar y mantener la presión inspiratoria pico dentro de un margen de error aceptable (5% del valor objetivo).
- Estabilidad del sistema: Se analizará la variabilidad de la PIP durante ciclos respiratorios consecutivos para garantizar una respuesta consistente y sin variaciones indeseadas.

Estos criterios permitirán validar el correcto funcionamiento del sistema de control en diversas condiciones operativas, asegurando su precisión y estabilidad en el modo presión control.

6.3 Comparativa con el modelado analítico

Para evaluar el comportamiento del ventilador mecánico, se realizó una comparación directa con el modelo desarrollado, asegurando que ambos fueran evaluados bajo el mismo escenario. Para su validación, se aplicó la metodología propuesta en [39], utilizando el coeficiente de determinación (R^2) para medir qué tan bien el modelo explica la variabilidad de los datos

experimentales. Dicho coeficiente se obtiene aplicando la siguiente formula entre los datos medidos y los experimentales.

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y}_i)^2} \quad (6.1)$$

Donde:

y_i : Valor observado de la variable dependiente.

$\hat{y}_i$: Valor predicho de la variable dependiente por el modelo.

$\bar{y}_i$: Valor promedio de los valores observados de la variable dependiente.

n : Número de observaciones.

El valor de R^2 está comprendido entre 0 y 1, donde:

- Un valor cercano a 0 indica que el modelo no explica la variabilidad de los datos experimentales.
- Un valor de 1 representa un ajuste perfecto, lo que implica que el modelo reproduce con precisión los datos observados.

La comparativa se llevo a cabo con tres escenarios de la Tabla 11, para evaluar el comportamiento en distintos casos de funcionamiento.

Prueba No. 4

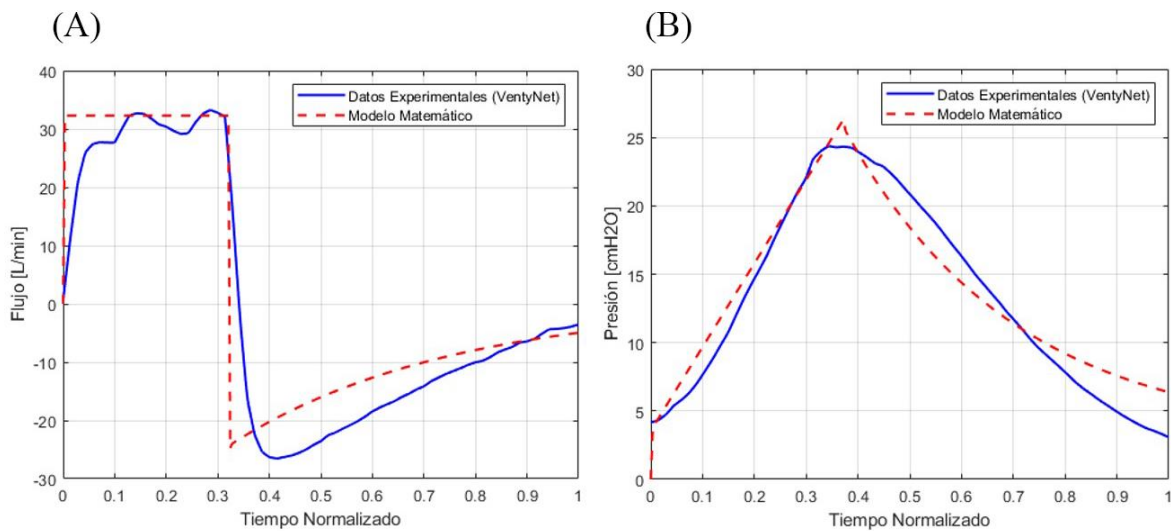


Figura 44. Comparativo Modelo – VentyNet. (A) Flujo – tiempo ($R^2 = 0,896$), (B) Presión – tiempo ($R^2 = 0,913$).

Prueba No. 10

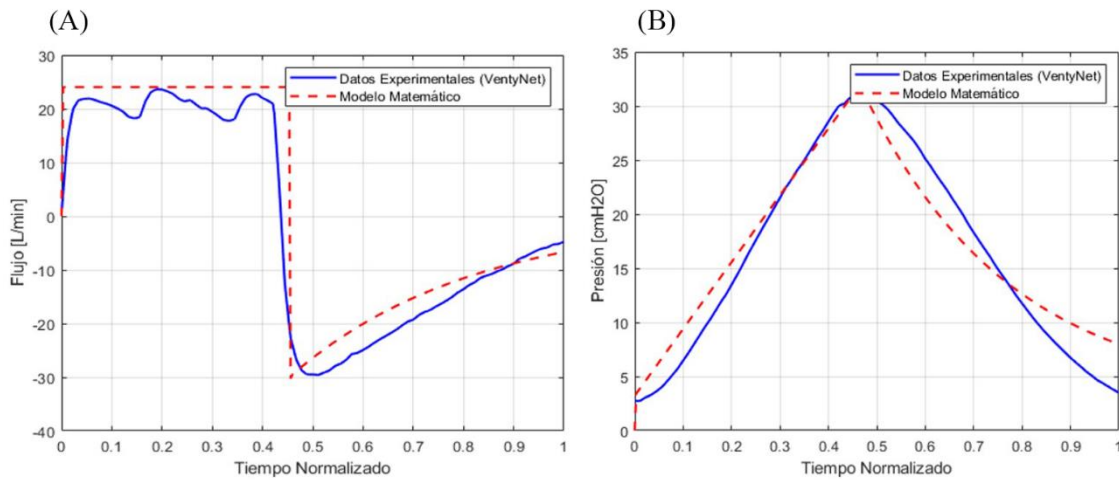


Figura 45. Comparativo Modelo – VentyNet. (A) Flujo – tiempo ($R^2 = 0,899$), (B) Presión – tiempo ($R^2 = 0,903$).

Prueba No. 14

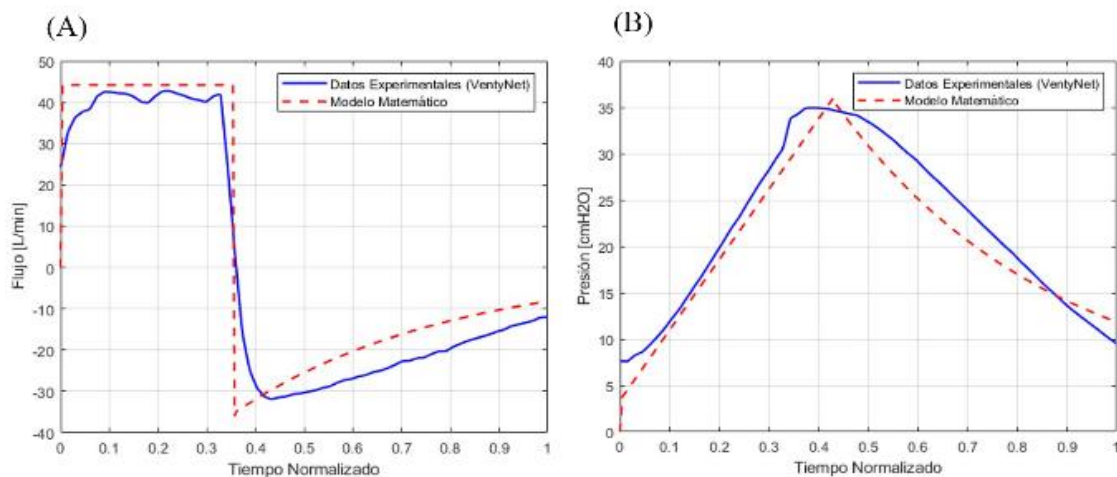


Figura 46. Comparativo Modelo – VentyNet. (A) Flujo – tiempo ($R^2 = 0,934$), (B) Presión – tiempo ($R^2 = 0,912$).

En los escenarios evaluados, se obtuvieron valores de (R^2) cercanos a 0,9, lo que indica un buen ajuste entre el modelo y los datos experimentales. Sin embargo, es importante destacar que algunas discrepancias pueden deberse a factores físicos que no fueron considerados en el modelado, como la dilatación de las mangueras, la compresión del aire y la expansión de ciertos elementos del sistema. Estas diferencias resaltan la importancia de complementar el modelado matemático con pruebas experimentales para ajustar y mejorar la precisión del sistema, esta comparación no solo valida el modelado teórico, sino que también permite identificar aspectos físicos que deben considerarse en futuras mejoras.

Además, se evidenció que las gráficas de flujo en los datos experimentales presentan un rizado durante la fase inspiratoria. Esto se debe a la naturaleza de la estrategia de control utilizada, basada en válvulas on/off, donde el tiempo de conmutación en el control de presión del tanque

genera oscilaciones en la presión. Estas fluctuaciones se reflejan finalmente en el perfil de flujo suministrado.

6.4 Resultados experimentales

De acuerdo con los criterios de evaluación previamente establecidos, se analizó el desempeño de la estrategia implementada en el emulador *VentyNet*. La prueba consistió en evaluar cada escenario de la Tabla 11 a lo largo de aproximadamente 10 ciclos respiratorios, lo que permitió observar la estabilidad del sistema durante su operación. Para ello, se calculó la presión máxima promedio en cada prueba y se determinó su error relativo con respecto a la PIP objetivo programada como se puede observar en la Figura 47.

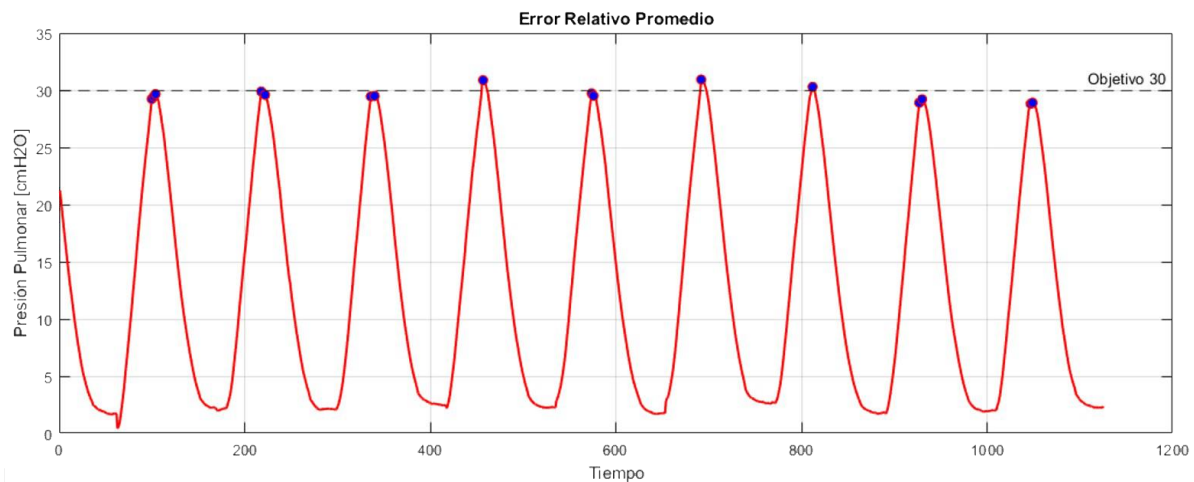


Figura 47. Error relativo promedio entre la presión medida y PIP objetivo.

Los datos de todas las pruebas realizadas se registraron en la Tabla 12.

Tabla 12. Resultados y errores experimentales.

Prueba No.	Parámetros				PIP promedio medida [cmH ₂ O]	Error relativo [%]
	PIP [cmH ₂ O]	PEEP [cmH ₂ O]	I: E	Frecuencia [rpm]		
1	20	1	1:2	16	18,53	7,78
2	20	1	1:3	16	18,39	8,03
3	25	1	1:2	16	23,90	4,40
4	25	1	1:3	16	24,18	3,68
5	30	1	1:2	16	28,66	4,69
6	30	1	1:3	16	29,43	2,86
7	35	1	1:2	16	34,15	2,70
8	35	1	1:3	16	34,08	2,73
9	25	1	1:2	12	25,56	4,42
10	30	1	1:2	12	29,62	2,16
11	35	1	1:2	12	34,09	3,47
12	25	1	1:2	20	23,88	4,78
13	30	1	1:2	20	29,25	3,06
14	35	1	1:2	20	33,80	3,51

6.5 Discusión de resultados

El análisis de los resultados experimentales obtenidos en la evaluación del sistema *VentyNet* permitió identificar el grado de precisión y estabilidad en la presión inspiratoria pico (PIP) alcanzada. En términos de precisión, se observó que en algunas pruebas el error relativo superó el margen de tolerancia del 5%, lo que indica que el sistema no logró mantener la presión objetivo con la exactitud esperada en ciertos escenarios. En particular, las pruebas con valores de PIP más bajos (20 y 25 cmH₂O) presentaron los errores más altos, alcanzando hasta un 7,73%, lo que sugiere que el sistema puede tener dificultades en la regulación de presiones más reducidas. En contraste, a medida que la PIP objetivo aumentó, el error relativo se redujo, alcanzando valores dentro del rango aceptable en la mayoría de los casos.

En cuanto a la estabilidad del sistema, el análisis de la variabilidad de la PIP en ciclos respiratorios consecutivos mostró una tendencia estable sin desviaciones abruptas, lo que indica que el sistema puede mantener un desempeño constante durante la operación. La gráfica de error relativo promedio refleja una periodicidad en la señal de presión, lo que sugiere una respuesta predecible del sistema, aunque con ligeras desviaciones respecto a la PIP programada.

El protocolo de pruebas implementado permitió evaluar de manera sistemática el desempeño del sistema en diferentes condiciones de presión, relación I: E y frecuencia respiratoria. Al analizar los resultados, se evidencia que el sistema es capaz de proporcionar presiones estables en la mayoría de los escenarios evaluados. Sin embargo, en las pruebas con presiones más bajas, se observaron errores más significativos, lo que podría estar relacionado con la robustez de los elementos del sistema, los cuales presentan una mayor imprecisión en condiciones que requieren una mayor precisión.

7. Tele operación

7.1 Introducción

La tele operación está transformando la manera en que se gestionan los procesos industriales y médicos, permitiendo un monitoreo y control remoto que impulsa la modernización tecnológica. En el contexto de la Industria 4.0, la integración de tecnologías como el Internet de las Cosas (IoT), la automatización y la conectividad en la nube optimiza la eficiencia y accesibilidad de los sistemas.

VentyNet forma parte de un macroproyecto en la Universidad del Valle que busca desarrollar un laboratorio clínico remoto. Este laboratorio permitirá a los estudiantes del sector médico, tanto de la sede principal como de otras sedes, acceder de manera didáctica a los equipos de la sede central sin necesidad de trasladarse físicamente, optimizando recursos y reduciendo tiempos de desplazamiento.

En este capítulo, se presentan los primeros pasos para el diseño e implementación de un sistema de tele operación para el ventilador mecánico *VentyNet*, estructurado en tres componentes principales: frontend, backend y un servidor WebSocket alojado en la nube.

7.2. Arquitectura del sistema

El sistema de tele operación está basado en una arquitectura cliente-servidor, donde el servidor WebSocket actúa como intermediario entre el frontend (interfaz de usuario) y los dispositivos IoT (ESP32). Esta arquitectura (ver Figura 48) permite una comunicación bidireccional eficiente, asegurando la transmisión en tiempo real de los datos del ventilador y los comandos de control.

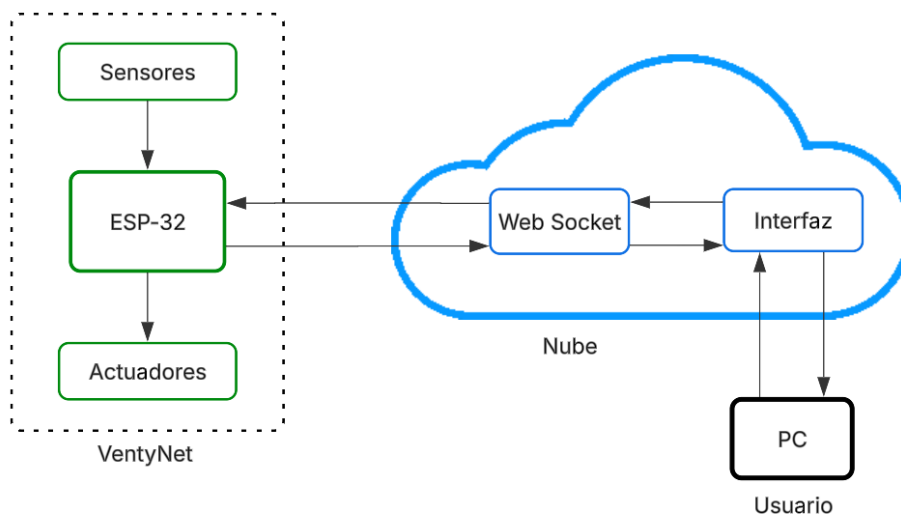


Figura 48. Arquitectura de comunicación el sistema tele operado.

7.2.1 Frontend

El frontend está diseñado como una interfaz gráfica interactiva donde el operador puede visualizar y modificar los parámetros del ventilador mecánico. Para su implementación se utilizó HTML, CSS y JavaScript, con el objetivo de proporcionar una experiencia de usuario intuitiva y en tiempo real (ver Figura 49). Entre sus funcionalidades principales se incluyen:

- Visualización en tiempo real de las señales fisiológicas del paciente.
- Configuración remota de los parámetros del ventilador, como presión, flujo y volumen.
- Conectividad con el servidor WebSocket para la recepción y envío de datos en tiempo real.

El código frontend está alojado en GitHub Pages, lo que permite su acceso desde cualquier dispositivo con conexión a Internet.



Figura 49. Frontend de la interfaz tele operada.

7.2.2 Backend y WebSocket

El backend del sistema está desarrollado en Node.js y utiliza WebSockets para establecer una comunicación persistente entre los clientes y el ESP32. Su función principal es gestionar las conexiones de múltiples clientes y garantizar que cada mensaje llegue a su destinatario adecuado. Para ello, cada mensaje incluye un identificador que permite determinar si está dirigido al frontend o al microcontrolador.

Las características clave del backend incluyen:

- Manejo de conexiones múltiples de clientes.
- Direccionamiento de mensajes según identificadores.
- Transmisión de datos en tiempo real mediante WebSockets.

El backend está alojado en Render, lo que permite su ejecución en la nube con disponibilidad 24/7.

7.2.3 Microcontrolador ESP32

El ESP32 es el dispositivo físico encargado de recibir las configuraciones del ventilador y enviar en tiempo real los datos fisiológicos obtenidos. Está programado para comunicarse con el servidor WebSocket, asegurando una baja latencia en la transmisión de datos.

7.3 Flujo de datos y sincronización

El flujo de datos en el sistema sigue una estructura bien definida:

1. Conexión de la interfaz y el ESP32 al servidor web.
2. La interfaz envía los parámetros de configuración médica en peticiones en formato JSON y son recibidas por el Websocket.
3. El WebSocket reenvía los datos a todos los clientes conectados (frontend y otros dispositivos autorizados).
4. Si un operador modifica un parámetro desde la interfaz, este cambio es enviado al servidor.
5. El WebSocket identifica el destinatario adecuado y reenvía el comando al ESP32.
6. El ESP32 ejecuta el cambio y envía los datos de los sensores al servidor.

Esta estructura permite una sincronización eficiente y una respuesta rápida a cualquier modificación en la configuración del ventilador.

7.4 Resultados y evaluación

Se realizó una modificación en el código del microcontrolador para habilitar el manejo de los eventos a través del servidor en la nube. Posteriormente, se llevaron a cabo pruebas de envío y recepción de datos en el ventilador mecánico, donde se evidenció que la arquitectura implementada es capaz de configurar el ventilador mediante las peticiones enviadas desde la interfaz web hacia el microcontrolador, a través del servidor.

Sin embargo, se identificaron limitaciones en la velocidad de transmisión de los datos medidos desde el microcontrolador, así como restricciones en la capacidad de procesamiento del servidor web. Estos factores provocaron que la visualización de los datos en la gráfica no se realizara de forma fluida ni satisfactoria, generando discrepancias temporales entre la transmisión y su representación en la interfaz.

A pesar de estas limitaciones, el sistema de tele operación desarrollado demostró una transmisión de datos estable y una interfaz intuitiva para los operadores. La comunicación entre el ESP32 y el frontend mediante el protocolo WebSocket permitió un control remoto confiable del ventilador mecánico. No obstante, persisten desafíos relacionados con la latencia y el procesamiento de los datos.

Áreas de mejora identificadas:

Se destacan las siguientes áreas clave para mejorar el desempeño del sistema:

- Mejora del manejo de eventos WebSocket: Reducir la latencia en la comunicación para mejorar la sincronización entre el microcontrolador y la interfaz web.
- Mejoras en la recepción y procesamiento de datos: Implementar técnicas que minimicen las pérdidas o retrasos en la transmisión de los parámetros críticos (presión, flujo y volumen).
- Fortalecimiento de la seguridad en las comunicaciones: Integrar protocolos de seguridad más robustos que garanticen la integridad y confidencialidad de la información transmitida.

- Implementación de una base de datos en la nube: Desarrollar un sistema de almacenamiento que permita registrar:
 - La configuración interna del ventilador mecánico.
 - El manejo de usuarios para autenticar el acceso.
 - Los datos recopilados en cada proceso respiratorio para análisis posterior.

7.5 Resumen

El desarrollo del sistema de tele operación para el ventilador mecánico *VentyNet* ha permitido demostrar la viabilidad de un control remoto y confiable a través de tecnologías web modernas. La arquitectura basada en WebSockets ha facilitado la comunicación bidireccional en tiempo real entre la interfaz de usuario, el servidor y el microcontrolador ESP32, permitiendo la supervisión y configuración remota de parámetros críticos del ventilador.

A pesar de las ventajas ofrecidas por esta implementación, el uso de servicios gratuitos para el despliegue del frontend y backend ha generado ciertas limitaciones, principalmente en la latencia de transmisión de datos. Asimismo, la falta de medidas de seguridad en la arquitectura actual representa un aspecto crítico a mejorar en futuras versiones del sistema.

Entre las principales oportunidades de optimización identificadas se encuentran:

- Reducción de la latencia mediante mejoras en la gestión de eventos WebSocket.
- Mejora del procesamiento de datos, minimizando pérdidas y retrasos en la transmisión.
- Implementación de protocolos de seguridad, incluyendo autenticación de clientes, cifrado de datos y verificación de integridad.

Este trabajo representa un primer paso en la exploración de sistemas de tele operación aplicados a ventiladores mecánicos. Su implementación en un entorno académico como la Universidad del Valle abre nuevas posibilidades para la enseñanza y experimentación en el área de ventilación mecánica, permitiendo a los estudiantes acceder de manera remota a equipos especializados sin necesidad de desplazarse físicamente.

En conclusión, la tele operación de dispositivos médicos es un campo con un gran potencial de desarrollo dentro del contexto de la Industria 4.0, y este proyecto sienta las bases para futuras investigaciones y mejoras en el control remoto de sistemas crítico.

8. Conclusiones y trabajos futuros

8.1. Conclusiones

El desarrollo del ventilador mecánico *VentyNet* por parte de la Universidad del Valle representa un avance significativo en la investigación aplicada para la atención de pacientes con insuficiencia respiratoria. Este proyecto surge en respuesta a la urgente necesidad de contar con dispositivos de soporte respiratorio eficientes, accesibles y de bajo costo, especialmente evidenciada durante la crisis sanitaria provocada por el COVID-19, donde la escasez de ventiladores mecánicos comprometió la capacidad de respuesta del sistema de salud a nivel global. A partir de este contexto, el desarrollo de *VentyNet* se centra en proporcionar una solución tecnológica que no solo sea funcional, sino que cumpla con los estándares de seguridad, eficacia y facilidad de uso requeridos en entornos clínicos.

Una de las principales aportaciones de este trabajo ha sido la integración de conocimientos provenientes de diversas disciplinas como la ingeniería electrónica, la ingeniería mecánica y las ciencias de la salud. Este enfoque multidisciplinar permitió abordar el diseño y la validación del ventilador mecánico desde una perspectiva integral, considerando tanto los aspectos físico-mecánicos del dispositivo como los requisitos fisiológicos del proceso respiratorio humano. En este sentido, se realizó un estudio detallado del ciclo respiratorio, documentando una síntesis bibliográfica sobre la fisiología pulmonar y el funcionamiento de los ventiladores mecánicos. La colaboración con especialistas en el ámbito de la salud fue fundamental para comprender los parámetros clínicos críticos y las interacciones entre el ventilador y el paciente, lo que aseguró un diseño centrado en las necesidades médicas reales.

El estudio de funcionamiento realizado en el emulador de ventilación mecánica *VentyNet* permitió desarrollar un modelo matemático basado en las ecuaciones que describen las variables fundamentales del proceso respiratorio, tales como la presión, el volumen y el flujo de aire. Este modelo proporciona una base teórica sólida para analizar el comportamiento del sistema bajo diferentes condiciones de operación. La validación experimental del modelo consistió en comparar los resultados obtenidos mediante simulaciones matemáticas con los datos reales recogidos durante las pruebas de funcionamiento del prototipo. Los resultados mostraron una correlación significativa entre las predicciones teóricas y las mediciones experimentales, lo que confirma la robustez del modelo y la fiabilidad del nuevo modo de ventilación por control de presión implementado en *VentyNet*.

En cuanto a las estrategias de control, se exploraron y evaluaron distintas técnicas orientadas a la regulación de la presión dentro del sistema. Este enfoque es fundamental para garantizar una ventilación fija y segura, ya que permite ajustar los parámetros del ventilador según las necesidades del paciente. La implementación del control por presión constituye un avance significativo, ya que mejora la capacidad del ventilador para adaptarse a diferentes condiciones clínicas, asegurando una entrega controlada y estable de aire al paciente.

Además del desarrollo técnico del ventilador, este proyecto sentó las bases para la integración de capacidades de tele operación, permitiendo el monitoreo y control remoto del dispositivo a través de servidores en la nube. Este avance posiciona a *VentyNet* dentro del marco de la Industria 4.0, facilitando su acceso y gestión desde cualquier parte del mundo mediante una conexión a Internet. Esta funcionalidad no solo amplía las posibilidades de supervisión médica

en tiempo real, sino que también abre la puerta a futuras mejoras, como la integración con sistemas de inteligencia artificial para la optimización de parámetros y la detección temprana de anomalías en el ciclo respiratorio.

Finalmente, este proyecto contribuye de manera significativa a la creación de un laboratorio clínico especializado en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle, destinado a la investigación y desarrollo de tecnologías médicas. Este espacio permitirá continuar con la mejora del prototipo *VentyNet*, así como la exploración de nuevas soluciones tecnológicas para la atención de pacientes críticos. Además, fortalece las capacidades formativas e investigativas de la institución, promoviendo la innovación y la transferencia tecnológica hacia el sector de la salud.

En resumen, el desarrollo del ventilador mecánico *VentyNet* representa un esfuerzo integral que combina la investigación multidisciplinar, la aplicación de técnicas avanzadas de modelado y control, y la adopción de tecnologías emergentes como la tele operación. Los resultados obtenidos validan la eficacia del sistema y sientan las bases para futuras investigaciones y aplicaciones en el campo de la ventilación mecánica, consolidando el compromiso de la Universidad del Valle con el desarrollo de soluciones innovadoras y accesibles para la atención médica de calidad.

8.2 Trabajos futuros

A lo largo del desarrollo de este trabajo de grado se identificaron diversos aspectos que pueden mejorarse en investigaciones futuras. Entre las principales líneas de trabajo se destacan las siguientes:

1. Cambio de válvulas on/off a proporcionales: Se recomienda evaluar en mayor profundidad la viabilidad de invertir recursos económicos y humanos en la sustitución de las válvulas on/off por válvulas proporcionales. La implementación de válvulas proporcionales diseñadas específicamente para ventilación mecánica permitiría un control más preciso y adaptable, reduciendo significativamente las oscilaciones de presión y de flujo que se observan a lo largo de las pruebas experimentales. Esto mejoraría la estabilidad del sistema y la calidad de las presiones entregadas al paciente, evitando fluctuaciones no deseadas que pudieran comprometer la efectividad de la ventilación. Además, una regulación más suave y continua facilitaría la sintonización del control frente a variaciones en los parámetros respiratorios, optimizando así la respuesta del sistema a diferentes condiciones clínicas.

2. Manejo del sistema tele operado: Durante este proyecto se establecieron las bases para el desarrollo de un laboratorio médico tele operado, en concordancia con la visión de la Escuela de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Valle. Para futuras investigaciones, se sugiere profundizar en este enfoque a través de las siguientes mejoras:

- Seguridad cibernética: Implementar un sistema de autenticación de usuarios mediante un protocolo para identificar y controlar el acceso al sistema.
- Optimización de la transmisión de datos: Mejorar la velocidad de transmisión de los datos, considerando las limitaciones de muestreo del microcontrolador y la capacidad de procesamiento del servidor web.
- Almacenamiento en la nube: Desarrollar una base de datos en la nube que permita registrar y almacenar las variables medidas y la información detallada de cada proceso ventilatorio, facilitando el análisis histórico y la trazabilidad del sistema.

Bibliografía

- [0] Repositorio de códigos implementados: <https://github.com/YobinVergara/VentynetCode>
- [1] Sociedad Europea de Enfermedades Respiratorias, “Las enfermedades respiratorias en el mundo,” *Foro de Sociedades Internacionales de Enfermedades Respiratorias*, 2013, Accessed: Sep. 23, 2023. [Online]. Available: <https://www.thoracic.org/about/global-public-health/firs/resources/FIRS-in-Spanish.pdf>
- [2] “Chronic respiratory diseases within the global NCD agenda.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: [https://www.who.int/groups/global-alliance-against-chronic-respiratory-diseases-\(gard\)/terms-of-reference](https://www.who.int/groups/global-alliance-against-chronic-respiratory-diseases-(gard)/terms-of-reference)
- [3] “Coronavirus (Covid-19) - Última Situación | TRT Español.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.trt.net.tr/espanol/covid19>
- [4] “Muertes por enfermedades respiratorias crónicas han disminuido.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/Muertes-por-enfermedades-respiratorias-cronicas-han-disminuido.aspx>
- [5] “CORONAVIRUS (COVID-19).” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.minsalud.gov.co/salud/publica/PET/Paginas/Covid.aspx>
- [6] “¿Qué son los ventiladores mecánicos? ¿Por qué son tan importantes en el tratamiento de la COVID-19? - Esteve Teijin.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.esteveteijin.com/ventiladores-mecanicos-covid-19/>
- [7] “Ventiladores mecánicos Tamaño del mercado y análisis de acciones - Informe de investigación de la industria - Tendencias de crecimiento.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.mordorintelligence.com/es/industry-reports/mechanical-ventilators-market>
- [8] “VentyNet, respiradores artificiales modulares, teleoperados - Universidad del Valle / Cali, Colombia.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://www.univalle.edu.co/ciencia-y-tecnologia/respira-casa-alternativa-ventilador-artificial>
- [9] R. Ramirez, “Criterios de diseño de un Ventilador Mecánico para pacientes con problemas de neumonía, para ser utilizado en las fases pre hospitalaria y post-hospitalaria,” ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL, Guayaquil, Ecuador, 2021.
- [10] “Ventilación mecánica - Fundación Española del Corazón.” Accessed: Nov. 15, 2023. [Online]. Available: <https://fundaciondelcorazon.com/informacion-para-pacientes/tratamientos/ventilacion-mecanica.html>
- [11] F. S. SAYIN and H. ERDAL, “Design, Modelling, Prototyping and Closed Loop Control of a Mechanical Ventilator for Newborn Babies,” in *2018 6th International Conference on Control Engineering & Information Technology (CEIT)*, IEEE, Oct. 2018, pp. 1–5. doi: 10.1109/CEIT.2018.8751846.

- [12] J. López-Herce and Á. Carrillo, “Ventilación mecánica: indicaciones, modalidades y programación y controles,” *Anales de Pediatría Continuada*, vol. 6, no. 6, pp. 321–329, 2008, doi: 10.1016/S1696-2818(08)75597-5.
- [13] I. M. Urrutia Illera and W. Cristancho Gómez, “Ventilación mecánica,” *Revista de la Facultad de Ciencias de la Salud Universidad del Cauca*, vol. 8, no. 3, pp. 35–48, Jul. 2006, [Online]. Available: <https://revistas.unicauca.edu.co/index.php/rfcs/article/view/918>
- [14] I. Casabona, R. Santos, and M. Lillo, “Historia y evolución de la ventilación mecánica,” *Manual de Ventilación Mecánica para Enfermería*, 2017.
- [15] Galvis Alexander, “DISEÑO DE UN SIMULADOR CLÍNICO PASIVO PARA CAPACITACIÓN EN VENTILACIÓN MECÁNICA: SIMVEP,” Universidad del Valle, Santiago de Cali, 2022.
- [16] G. Sanchez and A. Luengas, “Aplicación del modelo RC en sistemas biológicos (Mecánica ventilatoria),” *QueHacer de la facultad Tecnología en Electrónica*, pp. 1–/, Mar. 2011.
- [17] H. Y. Al-Hetari, M. Nomani Kabir, M. A. Al-Rumaima, N. Q. Al-Naggar, Y. M. Alginahi, and M. Munirul Hasan, “A Mathematical Model of Lung Functionality using Pressure Signal for Volume-Controlled Ventilation,” in *2020 IEEE International Conference on Automatic Control and Intelligent Systems (I2CACIS)*, IEEE, Jun. 2020, pp. 135–140. doi: 10.1109/I2CACIS49202.2020.9140092.
- [18] O. R. Pérez-Nieto *et al.*, “Aplicaciones clínicas de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio para la toma de decisiones en el paciente bajo ventilación mecánica invasiva: artículo de reflexión,” *Iatreia*, Aug. 2022, doi: 10.17533/udea.iatreia.179.
- [19] M. C. K. Khoo, *Physiological Control Systems: Analysis, Simulation, and Estimation*. New York, 2001.
- [20] F. J. Vivas Fernández *et al.*, “ResUHUrge: A Low Cost and Fully Functional Ventilator Indicated for Application in COVID-19 Patients,” *Sensors*, vol. 20, no. 23, p. 6774, Nov. 2020, doi: 10.3390/s20236774.
- [21] R. M. Corey *et al.*, “Low-Complexity System and Algorithm for an Emergency Ventilator Sensor and Alarm,” *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, vol. 14, no. 5, pp. 1088–1096, Oct. 2020, doi: 10.1109/TBCAS.2020.3020702.
- [22] A. Chharia, S. Chauhan, S. Basak, and B. Sharma, “NeT-Vent: Low-Cost, Rapidly Scalable and IoT-enabled Smart Invasive Mechanical Ventilator with adaptive control to reduce incidences of Pulmonary Barotrauma in SARS-CoV-2 patients,” in *2021 2nd Global Conference for Advancement in Technology (GCAT)*, IEEE, Oct. 2021, pp. 1–10. doi: 10.1109/GCAT52182.2021.9587553.
- [23] N. César, F. Omar, T. Jeysson, F. Evelyn, C. Alfredo, and C. Eduardo, “DISEÑO DE VENTILADOR MECÁNICO EMERGENTE EN MODO ASISTIDO/CONTROLADO Y ESPONTÁNEO POR PRESIÓN,” *CIENCIA y TECNOLOGÍA Numero Especial N°*, vol. 21, pp. 130–137, 2017, [Online]. Available: <https://orcid.org/0000-0002-6494-52601>, <https://orcid.org/0000-0002-3455-59822>, <https://orcid.org/0000-0003-4859->

- 76623, <https://orcid.org/0000-0002-7425-93604>, <https://orcid.org/0000-0002-3143-89595>, <https://orcid.org/0000-0001-6658-77386>
- [24] S. A. Pratama, H. M. Saputra, E. A. Z. Hamidi, C. H. A. H. B. Baskoro, M. Haniff, and M. Mirdanies, "PI Control of Pressure Inspiration In ICU Ventilator," in *2022 8th International Conference on Wireless and Telematics (ICWT)*, IEEE, Jul. 2022, pp. 1–5. doi: 10.1109/ICWT55831.2022.9935456.
 - [25] A. Von Chong *et al.*, "Low-cost, rapidly deployable emergency mechanical ventilators during the COVID-19 pandemic in a developing country: Comparing development feasibility between bag-valve and positive airway pressure designs," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, Nov. 2021, pp. 7629–7635. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630676.
 - [26] M. Madekurozwa *et al.*, "A Novel Ventilator Design for COVID-19 and Resource-Limited Settings," *Front Med Technol*, vol. 3, Oct. 2021, doi: 10.3389/fmedt.2021.707826.
 - [27] T. Ort *et al.*, "MIT Emergency-Vent: An Automated Resuscitator Bag for the COVID-19 Crisis," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, Nov. 2021, pp. 4998–5004. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630882.
 - [28] J. A. Calderón Ch, C. Rincón, M. Agreda, and J. J. Jiménez de Cisneros, "Design and analysis of a mechanical ventilation system based on cams," *Heliyon*, vol. 7, no. 10, p. e08195, Oct. 2021, doi: 10.1016/j.heliyon.2021.e08195.
 - [29] J. Santivanez *et al.*, "Pressure and Volume Control in a new Emergency Mechanical Ventilator based on PLC and Industrial Pneumatic Parts in Peru," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, Nov. 2021, pp. 5566–5569. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630493.
 - [30] R. Uddin, A. H. Ali, S. M. H. Kazmi, and M. Akbar, "Rapid Design of an ICU Ventilator: An Approach Based on Smart Switching of Compressed Air-Oxygen," *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*, vol. 18, no. 1, pp. 63–75, Feb. 2024, doi: 10.1109/TBCAS.2023.3307441.
 - [31] A. J. Garneró, H. Abbona, F. Gordo-Vidal, and C. Hermosa-Gelbard, "Modos controlados por presión versus volumen en la ventilación mecánica invasiva," *Med Intensiva*, vol. 37, no. 4, pp. 292–298, May 2013, doi: 10.1016/j.medin.2012.10.007.
 - [32] N. Fonseca-Ruiz, "VENTILACIÓN CONTROLADA POR VOLUMEN VS PRESIÓN," *Universidad Pontificia Bolivariana*, Jan. 2017, doi: 10.13140/RG.2.2.21153.81762.
 - [33] Y. Alex, "Practical differences between pressure and volume controlled ventilation | Deranged Physiology," Respiratory system. Accessed: May 09, 2024. [Online]. Available: <https://derangedphysiology.com/main/cicm-primary-exam/required-reading/respiratory-system/Chapter%20542/practical-differences-between-pressure-and-volume-controlled-ventilation>

-
- [34] Escobar Juan, “Diseño de un emulador de ventilador mecánico con orientación didáctica,” Universidad del Valle, Santiago de Cali , 2022.
 - [35] C. W. de Silva, *Modeling of Dynamic Systems with Engineering Applications*. CRC Press, 2017. doi: 10.1201/9781315154824.
 - [36] MECHATRONIX CENTRAL, “Technical Manual Rev 1ro - ZE-4F180 - Solenoid Valve,” 2016.
 - [37] L. Zhengzhou Winsen Electronics Technology Co., “Micro Flow Sensor - F1031V-2,” 2020.
 - [38] Seed, “Pressure Sensor G1/4 1.2Mpa - SKU 114991178 .”
 - [39] A. M. R. Ivan. J. I. G. A. Valencia, “Desing of a Patient Simulator for Clinicians Training in Mechanical Ventilatio: SimVep,” *Universidad del Valle, Grupo de Investigación Bionovo*, pp. 0–25, 2025.