

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**MODELADO Y SIMULACIÓN DE LOS PARÁMETROS RESPIRATORIOS EN
PACIENTES CON LA COVID-19 BAJO VENTILACIÓN MECÁNICA**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniero Mecánico

AUTOR:

Luis Antonio Llanos Juárez

ASESOR:

Julio César Cuisano Egúsqiza

Lima, agosto, 2024

INFORME DE SIMILITUD

Yo, Julio César Cuisano Egúsquiza, docente de la Facultad de Ciencias e Ingeniería de la Pontificia Universidad Católica del Perú, asesor de la tesis titulado “Modelado y Simulación de los Parámetros Respiratorios en Pacientes con la COVID-19 bajo Ventilación Mecánica”, del autor Luis Antonio Llanos Juárez, dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de **16%**. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 14/08/2024.
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

Lugar y fecha: San Miguel, 14 de agosto de 2024.

Apellidos y nombres del asesor: Cuisano Egúsquiza, Julio César	
DNI: 10744493	Firma 

RESUMEN

En este trabajo de tesis se proponen dos modelos matemáticos que representan al sistema respiratorio ventilado mecánicamente. Uno en forma de un circuito eléctrico y otro en forma de un sistema de movimiento libre amortiguado (elástico-resistivo), ambos con una complejidad más simple en comparación a los presentados por otros autores en años pasados. Con nuestros conocimientos de ingeniería, se desarrolló una ecuación diferencial lineal de primer orden para cada uno de estos modelos y, utilizando el software MATLAB, obtuvimos resultados gráficos para analizar los parámetros respiratorios involucrados en la ventilación mecánica para pacientes con dificultades respiratorias inducidas por la COVID-19, contrastándolos con estudios realizados en los últimos 15 años. Asimismo, se realizó un contraste entre el desarrollo y resultado de las simulaciones del modelado en MATLAB de Al-Naggar (2015) con el modelado elaborado en la presente tesis.

Desarrollando el modelo matemático basado en un circuito eléctrico en serie, se emplearon conceptos de la Ley de Kirchhoff y de la Ley de Ohm, debido a sus componentes eléctricos representan a las variables respiratorias más importantes para la ventilación mecánica. De igual manera, en el desarrollo del modelo matemático basado en un sistema de movimiento libre amortiguado, cuyos componentes principales son un plato móvil conectado a un resorte dentro de un contenedor en donde circula el aire, considerado como gas ideal para aplicación de la Teoría de Boltzmann y ecuaciones de cinemática.

Se investigaron las metodologías de protección pulmonar para pacientes con la COVID-19 con el fin de establecer criterios para los parámetros respiratorios involucrados en el sistema respiratorio con ventilación mecánica para pacientes con insuficiencia respiratoria. Se introdujeron valores

permitidos según la literatura médica a los parámetros predefinidos inicialmente, como la presión que suministra el ventilador ($Pv_{(t)}$), la “*PEEP*”, la resistencia al paso del flujo respiratorio (R) y la “*compliance*” (C).

Finalmente, se obtuvieron resultados gráficos de las tres simulaciones realizadas. Estos describen el comportamiento de la presión del flujo de gas que circula por el sistema respiratorio ventilado del paciente ($P_{(t)}$), el comportamiento de la presión pleural al momento de la ventilación mecánica ($P_{musc(t)}$), el comportamiento del volumen del gas que ocupan ambos pulmones ($V_{i(t)}$) y el comportamiento del flujo de aire respiratorio ($\dot{V}_{(t)}$). El rango de valores obtenidos al simular el comportamiento de estas variables está dentro de los criterios establecidos en concordancia con la literatura médica y se contrastaron con los resultados gráficos obtenidos por modelos más complejos investigados previamente. Además, se compararon los resultados gráficos de la simulación del modelado elaborado por Al-Naggar (2015) y de la simulación realizada del modelado sintetizado en la presente tesis, observándose un alto grado de aproximación de los valores de ingreso y de salida, los cuales se mantienen dentro de los parámetros válidos de la literatura médica, y una gran similitud en la forma de las curvas graficadas mediante MATLAB.

DEDICATORIA

Dedico mi tesis principalmente a la Virgen María Auxiliadora, por brindarme la fortaleza y determinación necesaria para alcanzar esta meta.

A mi madre, por siempre creer en mí en momentos difíciles, su sabiduría para educarme y su amor incondicional. Gracias por cada palabra de aliento y por creer en mí siempre.

A mi hermana menor, Andrea, por su motivación constante. Espero le sirva de ejemplo de que todo se puede lograr.

A mi madrina, Maritza, por brindarme siempre su apoyo incondicional, sus consejos útiles y su gran cariño.

A mi padre, Yoni, que a pesar de la distancia siempre me demostró su amor y deseos de que cumpla mis objetivos.

A mis abuelas, Hilda y Lourdes, por siempre reconfortarme y hacerme sentir su amor infinito.

A mis abuelos y tío fallecidos, Luis, Elsa y Jaime, por siempre haber creído en mi esfuerzo y enseñarme a ser unido con la familia.

AGRADECIMIENTOS

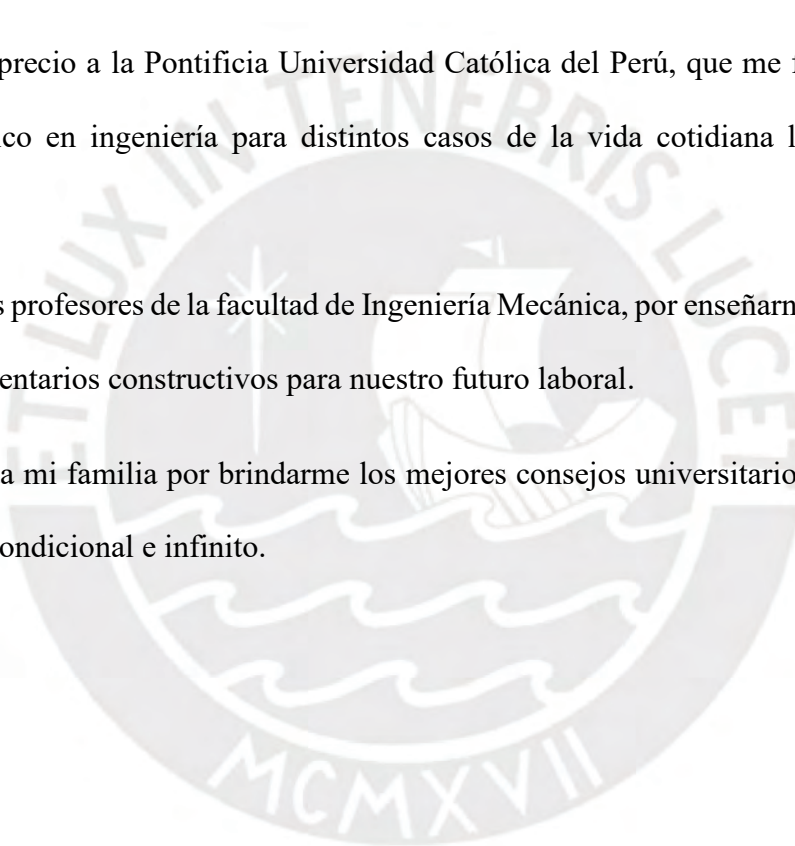
Principalmente agradezco a Dios, quien me ha orientado y me ha brindado la serenidad en este camino académico tan especial.

Expreso mi profundo reconocimiento y agradecimiento a mi asesor de tesis, el Dr. Julio César Cuisano Egúsquiza, por su tiempo, apoyo constante y sus valiosos consejos académicos y personales.

Reconozco con aprecio a la Pontificia Universidad Católica del Perú, que me fomentó en mi un pensamiento crítico en ingeniería para distintos casos de la vida cotidiana laboral, les estaré agradecido.

A cada uno de mis profesores de la facultad de Ingeniería Mecánica, por enseñarnos con dedicación y brindarnos comentarios constructivos para nuestro futuro laboral.

Finalmente, a toda mi familia por brindarme los mejores consejos universitarios y profesionales, y por su amor incondicional e infinito.



ÍNDICE

RESUMEN.....	iii
DEDICATORIA	v
AGRADECIMIENTOS	vi
SIMBOLOGÍA Y ABREVIATURA	x
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xi
ÍNDICE DE TABLAS	xv
I. Introducción	1
I.1 Descripción del Problema	2
I.2 Justificación	2
I.3 Impacto.....	2
II. Objetivos	3
II.1 Objetivo general.....	3
II.2 Objetivos Específicos.....	3
a. Objetivo específico 1	3
b. Objetivo específico 2	3
c. Objetivo específico 3	3
d. Objetivo específico 4	3
Capítulo 1: Marco Teórico.....	4
1.1. Modelos Antecedentes de los 15 últimos años	4
1.2. Fundamentos Teóricos	15
1.2.1. Conceptos de la Ventilación Mecánica.....	15

1.2.2. Mecánica Pulmonar.....	17
1.2.3. Ventilación Pulmonar	19
1.2.4. Fases del Ciclo Ventilatorio.....	20
1.2.5. Variables del Ciclo Ventilatorio	21
Capítulo 2: Criterios de las variables respiratorias para la protección pulmonar de los pacientes con COVID-19.....	22
2.1. Presión Meseta - Presión <i>Plateau</i> (<i>Pplat</i>).....	22
2.2. Presión positiva al final de la espiración (PEEP).....	23
2.3. Presión de conducción -Driving Pressure (<i>Pconduc</i>)	23
2.4. Volumen Corriente (V).....	24
2.5. Relación entre Inspiración y Espiración (I:E).....	24
2.6. Resistencia al flujo de aire (R).....	24
2.7. Compliance (C).....	24
2.8. Criterios de Protección Pulmonar para las Variables Respiratorias	25
Capítulo 3: Modelamiento de los parámetros respiratorios bajo ventilación mecánica .	26
3.1. Desarrollo de la Ecuación Diferencial a partir de un Modelo Elástico Resistivo.....	26

3.2. Desarrollo de la Ecuación diferencial a partir de un Modelo de Circuito Eléctrico	31
Capítulo 4: Simulación y análisis de las variables respiratorias bajo ventilación mecánica	36
4.1. Simulación del modelo propuesto.....	36
Capítulo 5: Comparación de modelado y simulación.....	56
5.1. Modelo desarrollado por el autor Al – Naggar en Simulink-MATLAB.....	56
5.2. Modelo unicompartimental elaborado en la presente tesis en Simulink-MATLAB.....	56
5.3. Simulación del modelo multicompartimental de Al – Naggar	57
5.4. Simulación del modelo unicompartimental desarrollado en la presente tesis	58
CONCLUSIONES	63
RECOMENDACIONES	66
BIBLIOGRAFÍA.....	67

SIMBOLOGÍA Y ABREVIATURA

SDRA: Síndrome de Dificultad Respiratoria Aguda

PEEP: Presión de Espiración Final Positiva [cmH₂O]

PVC: Control Ventilatorio por Presión

P_{vent} : Presión suministrada al paciente por el ventilador [cmH₂O]

P_{rs} : Caída de presión al paso del aire por cada compartimento [cmH₂O]

P_{musc} : Presión pleural producida en los pulmones [cmH₂O]

R_{aw} : Resistencia al aire circulante por la tráquea [cmH₂O/l/s]

V : Volumen de aire que ingresa y sale de los pulmones [ml]

\dot{V} : Flujo de aire circulando por el sistema respiratorio [l/m]

E : Elastancia en los pulmones [cmH₂O/l]

C : Compliance en los pulmones [l/cmH₂O]

V_i : Volumen de aire que inspira la persona [ml]

T_i : Tiempo de inspiración por la persona [s]

T_e : Tiempo de espiración por la persona [s]

ΔP : Cambio en la presión pulmonar en el proceso de respiración [cmH₂O/l/s]

ΔV : Cambio de volumen de aire durante el proceso de respiración [ml]

$I:E$: Relación entre los tiempos de inspiración y espiración por parte del paciente

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación del sistema respiratorio por un modelo análogo a un circuito eléctrico.....	4
Figura 2. Representación del sistema respiratorio por un modelo análogo a un circuito elástico resistivo.	5
Figura 3. Representación del modelo elástico resistivo.	6
Figura 4. Gráfica de valores experimentales de la presión correspondientes al modelo resistivo elástico.	6
Figura 5. Modelo de 3 compartimentos en forma de circuito eléctrico.	7
Figura 6. Modelo de 6 compartimentos en forma de circuito eléctrico.	8
Figura 7. Modelo de 14 compartimentos en forma de circuito eléctrico.	8
Figura 8. Modelo de 19 compartimentos en forma de circuito eléctrico.	9
Figura 9. Modelo completo del sistema respiratorio desarrollado.	10
Figura 10. Flujo de aire respiratorio de individuos: sanos y afectados por enfermedades investigadas.....	11
Figura 11. Forma de curva típica de la presión para un ventilador mecánico controlado por presión.....	12
Figura 12. Modelo eléctrico de compartimentos múltiples equivalente al sistema respiratorio.	12
Figura 13. Curvas de presión, volumen y flujo a PEEP=8 cmH ₂ O e IP= 27cmH ₂ O.	13
Figura 14. Modelo Bicompartimental.	14
Figura 15. Representación de un esquema general del circuito respiratorio de un ventilador mecánico.	16

Figura 16. Resistencia pulmonar total, incluye resistencia de la vía aérea y compliance.	18
Figura 17. Representación gráfica de las curvas de presión y flujo en función del tiempo.....	19
Figura 18. Representación del proceso de inspiración y de expiración.	19
Figura 19. Representación gráfica de la presión en el ciclo ventilatorio.	20
Figura 20. Representación del pulmón y las variables respiratorias que intervienen en la mecánica respiratoria.	27
Figura 21. Representación del pulmón contenedor, plato móvil con resorte y las variables respiratorias que intervienen en la mecánica respiratoria.....	28
Figura 22. Modelo unicompartimental del sistema respiratorio.	31
Figura 23. Circuito RC en serie que cuenta con un condensador (C), un resistor (R) y dos suministros de alimentación (E_1) y (E_2).	32
Figura 24. Modelo con variables respiratorias equivalente a circuito RC Lineal.....	33
Figura 25. Representación del modelo matemático elástico-resistivo desarrollado en Simulink-MATLAB.....	38
Figura 26. Representación de la presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	39
Figura 27. Representación del volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	40
Figura 28. Representación del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	41
Figura 29. Representación de la presión muscular sobre los pulmones de un paciente con ventilación mecánica en Simulink-MATLAB.	42

Figura 30. Representación del comportamiento de presiones, volumen y flujo respiratorio a partir del modelo matemático elástico-resistivo desarrollado en la primera simulación en Simulink-MATLAB.	43
Figura 31. Representación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado para la segunda simulación en Simulink-MATLAB.....	44
Figura 32. Representación de la presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.	45
Figura 33. Representación del volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	46
Figura 34. Representación del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	47
Figura 35. Representación de la presión muscular sobre los pulmones de un paciente con ventilación mecánica en Simulink-MATLAB.	48
Figura 36. Representación del comportamiento de presiones, volumen y flujo respiratorio a partir del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado en la segunda simulación en Simulink-MATLAB.....	49
Figura 37. Representación del modelo matemático desarrollado en Simulink-MATLAB.....	50
Figura 38. Representación de la presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.	51
Figura 39. Representación del volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	52

Figura 40. Representación del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.....	53
Figura 41. Representación de la presión muscular sobre los pulmones de un paciente con ventilación mecánica en Simulink-MATLAB.	54
Figura 42. Representación del comportamiento de presiones, volumen y flujo respiratorio a partir del modelo matemático desarrollado en la tercera simulación en Simulink-MATLAB.	55
Figura 42. Representación del diagrama de bloques a partir del modelo desarrollado por Al Naggar.....	56
Fuente: Al Naggar (2015)	56
Figura 43. Representación del diagrama de bloques en la plataforma Simulink-Matlab a partir del modelo desarrollado en la presente tesis.	57
Figura 44. Simulación del modelo multicompartimental: Curvas de presión, volumen y flujo a PEEP=5 cmH ₂ O e IP= 25cmH ₂ O.....	58
Fuente: Al-Naggar (2015).....	58
Figura 45. Representación gráfica del comportamiento de la presión al momento de la distensión pulmonar.....	59
Figura 46. Representación gráfica del comportamiento del flujo del aire al momento de la inspiración y espiración.....	60
Figura 47. Representación gráfica del volumen pulmonar al momento de la inspiración y espiración.	60
Figura 48. Representación gráfica de la presión pleural al momento de la inspiración y espiración.	62

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tabla de cambios en los valores de los parámetros según la enfermedad respiratoria.	11
Tabla 2. Variables respiratorias del ciclo ventilatorio con sus respectivas unidades.....	21
Tabla 3. Intervalo de valores de las variables respiratorias involucradas en la protección pulmonar con sus respectivas unidades.....	25
Tabla 4. Datos iniciales para la primera simulación del modelo matemático elástico-resistivo desarrollado	38
Tabla 5. Resumen de valores obtenidos de la primera simulación del modelo matemático desarrollado.	42
Tabla 6. Datos iniciales para la segunda simulación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado	44
Tabla 7. Resumen de valores obtenidos de la segunda simulación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado.	48
Tabla 8. Datos iniciales para la segunda simulación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado	50
Tabla 9. Resumen de valores obtenidos de la tercera simulación del modelo matemático de un circuito eléctrico desarrollado.	55
Tabla 10. Resumen de valores otorgados por Al- Naggar para la simulación del modelo multicompartimental.	56
Tabla 11. Valores otorgados por el autor de esta tesis para la simulación del modelo unicompartmental	57
Tabla 12. Tabla de comparación de resultados de las simulaciones entre el modelo desarrollado en la presente tesis y el modelo de Al-Naggar (2015)	65

I. Introducción

En 1967, Ashbaugh *et al.* llevaron a cabo estudios para la lucha contra el Síndrome de Dificultad Respiratoria Aguda (SDRA). Estos avances estimularon el origen de la ventilación mecánica moderna. En la actualidad, el SDRA y otras enfermedades de insuficiencia respiratoria son inducidas por la COVID-19, que azota al mundo.

La OMS estableció pautas similares para las enfermedades respiratorias graves inducidas por la COVID-19, procurando coherencia en el control de la ventilación mecánica. Igualmente, existen estrategias de protección pulmonar para pacientes con la COVID-19 que se deben tomar en cuenta para establecer criterios para los parámetros respiratorios en la modelación de sistemas de ventilación.

En la revisión de la literatura, se han encontrado diversos estudios enfocados al desarrollo de modelos matemáticos del sistema de ventilación, utilizando diferentes perspectivas y niveles de abstracción. Sin embargo, la información sobre el modelado de parámetros asociados al suministro de flujo de oxígeno en la ventilación mecánica para pacientes con COVID-19 es limitada.

Jodat *et al.* (1996) diseñaron un modelo del sistema respiratorio con base en un sistema de amortiguación por resorte. En los años 2000 y 2017, Khoo *et al.* y R. Landon *et al* desarrollaron modelos que adoptaban características eléctricas representativas de cada una de las partes que constituyen el sistema respiratorio.

Actualmente, existe cierto grado de complejidad en el desarrollo de modelos matemáticos del ciclo respiratorio de pacientes COVID-19 que necesitan ventilación mecánica. Asimismo, no son fácilmente identificables los criterios para seleccionar los parámetros respiratorios involucrados en este tratamiento para dichos pacientes.

Es necesario estudiar el comportamiento de la presión, volumen y flujo respiratorio mediante un ventilador mecánico en pacientes con dificultades respiratorias causadas por la COVID-19. Para esto, se desarrollará un modelo simplificado del proceso de respiración, basado en aquellos modelos ya existentes para enfermedades respiratorias.

I.1 Descripción del Problema

Existe cierta complejidad en el desarrollo de modelos matemáticos del ciclo respiratorio de pacientes con COVID-19 que requieren ventilación mecánica. Asimismo, no son fácilmente identificables los criterios para seleccionar los parámetros respiratorios involucrados en este tratamiento para dichos pacientes.

I.2 Justificación

Es necesario estudiar el comportamiento de la presión, volumen y flujo respiratorio mediante un ventilador mecánico en pacientes con dificultades respiratorias causada por la COVID-19. Para esto, se desarrollará un modelo simplificado del proceso de inspiración, basado en aquellos modelos ya existentes para enfermedades respiratorias.

I.3 Impacto

Comprender el comportamiento de los parámetros respiratorios del sistema de ventilación en pacientes con enfermedades respiratorias inducidas por la COVID-19, contribuyendo a las investigaciones referidas a su modelado. El modelado de los parámetros respiratorios podría implementarse en un sistema de control de bajo costo, el cual podría ser parte de un ventilador mecánico para pacientes que lo requieran.

II. Objetivos

II.1 Objetivo general

Analizar el desempeño de los parámetros respiratorios durante la ventilación mecánica en un paciente COVID-19 mediante representaciones gráficas obtenidas de la simulación de un modelo matemático y contrastar estas con las realizadas 15 años atrás por distintos autores.

II.2 Objetivos Específicos

a. Objetivo específico 1

Estudiar el comportamiento biomecánico de los pulmones y su ventilación mecánica durante la etapa de inspiración de pacientes en fase aguda de la COVID-19.

b. Objetivo específico 2

Estudiar los modelos en forma de circuito eléctrico y circuito elástico – resistivo desarrollados por otros autores para comprender el sistema de ventilación mecánica de pacientes con enfermedades respiratorias inducidas por la COVID-19.

c. Objetivo específico 3

Modelar en forma de circuito eléctrico y en forma de sistema de movimiento libre amortiguado, el comportamiento de las variables respiratorias al momento de la ventilación mecánica en un paciente COVID-19.

d. Objetivo específico 4

Simular el modelo desarrollado en base a las características de los parámetros respiratorios involucrados en el sistema de ventilación para pacientes COVID-19, analizar los resultados de la simulación y contrastar estos con los realizados anteriormente por otros autores.

Capítulo 1: Marco Teórico

1.1. Modelos Antecedentes de los 15 últimos años

En este capítulo se presentarán modelos matemáticos análogos a circuitos eléctricos y a circuitos elásticos resistivos equivalentes al sistema respiratorio ventilado, publicados en los últimos 15 años, con el fin de aprovechar su versatilidad y aplicabilidad ya demostrada en estudios anteriores.

Estos modelos matemáticos adoptan propiedades de sus respectivos circuitos, cuyos componentes son equiparables a cada uno de las partes que comprenden la vía respiratoria. Un ejemplo de un modelo de circuito eléctrico se puede apreciar en la Figura 1, y en la Figura 2 se puede observar un ejemplo de un modelo elástico-resistivo. Los modelos que se presentarán servirán para estudiar el comportamiento del flujo, volumen y presión del gas circulante que varían en función del tiempo, asimismo, las resistencias de la vía aérea y la distensibilidad pulmonar, también llamada “compliance”, pueden tener valores constantes.

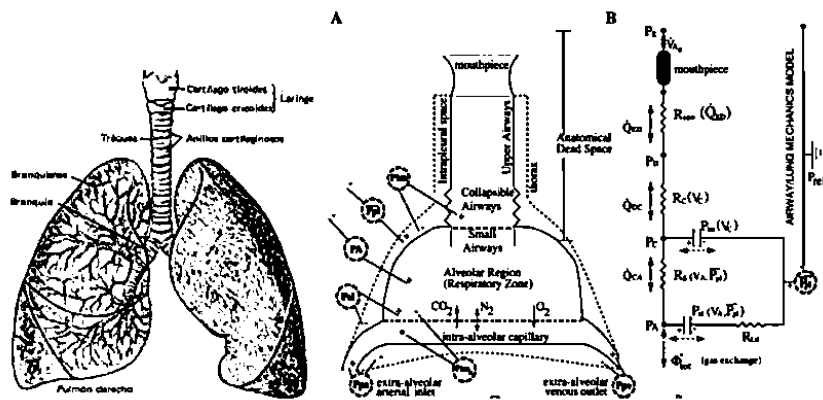


Figura 1. Representación del sistema respiratorio por un modelo análogo a un circuito eléctrico.

Fuente: Liu *et al.* (1998).

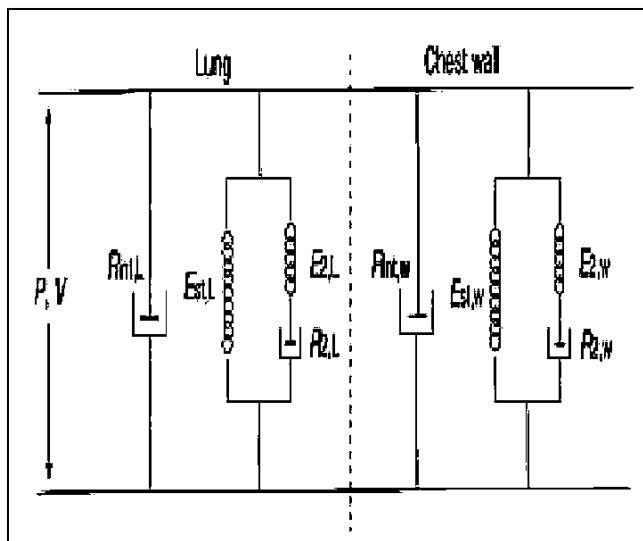


Figura 2. Representación del sistema respiratorio por un modelo análogo a un circuito elástico resistivo.

Fuente: M. Addiego (2006).

1.1.1. Modelo elástico resistivo por Matías Addiego (2006)

En la monografía “Modelo Viscoelástico de la mecánica respiratoria”, Addiego plantea al conjunto de caja torácica y pulmón como un contenedor elaborado de un material deformable por presión y que describe un comportamiento elástico y que opone una resistencia al flujo de gas por el mismo.

En la Figura 3, podemos observar al modelo elástico resistivo que utiliza una resistencia (R), que actúa como amortiguador, a la vez que se almacena energía en el componente elástico (E), la cual genera a continuación la presión interna necesaria para realizar la espiración. La presión en función del tiempo durante el proceso experimental de inspiración y espiración se muestra en la Figura 4.

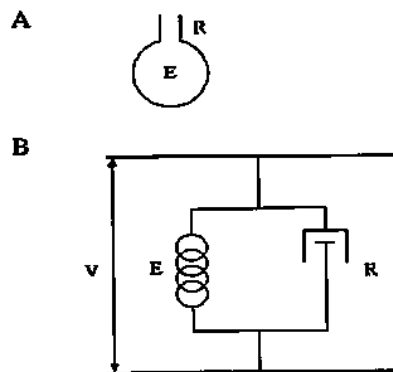


Figura 3. Representación del modelo elástico resistivo.

Fuente: M. Addiego (2006).

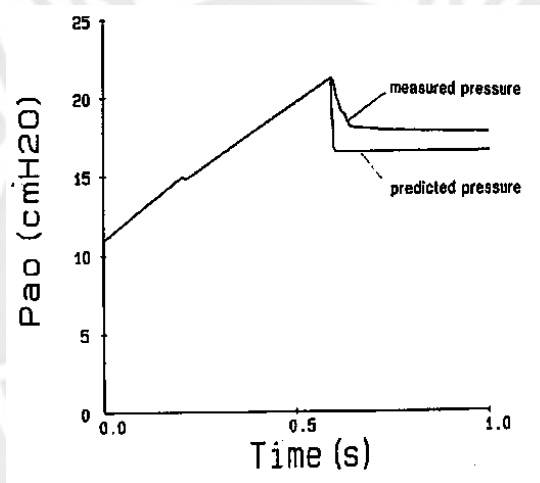


Figura 4. Gráfica de valores experimentales de la presión correspondientes al modelo resistivo elástico.

Fuente: M. Addiego (2006).

1.1.2. Modelo RC utilizado por Jörn Kretschmer *et al.* (2011)

En el artículo “Dynamically generated models for medical decision support systems”, Kretschmer *et al.* (2011) describen un marco para la combinación dinámica de modelos fisiológicos de diferentes familias de modelos. Este marco puede crear dinámicamente sistemas de modelos complejos en función de las necesidades de diagnóstico médico o terapéutico. Es decir,

el modelo refleja las propiedades individuales del paciente y aportará en la configuración óptima del ventilador con respecto a alguna enfermedad respiratorio.

Entre los modelos dinámicos más destacados en este artículo para el estudio del sistema de ventilación respiratorio, encontramos los modelos de 3, 6, 14 y 19 compartimentos en forma de circuito eléctrico. Se le llama compartimiento o los compartimentos, a un conjunto de áreas en las cuales las propiedades mecánicas de los pulmones pueden considerarse similares, siendo cada uno diferente dentro de la caja torácica.

i. Modelo básico de 3 compartimentos

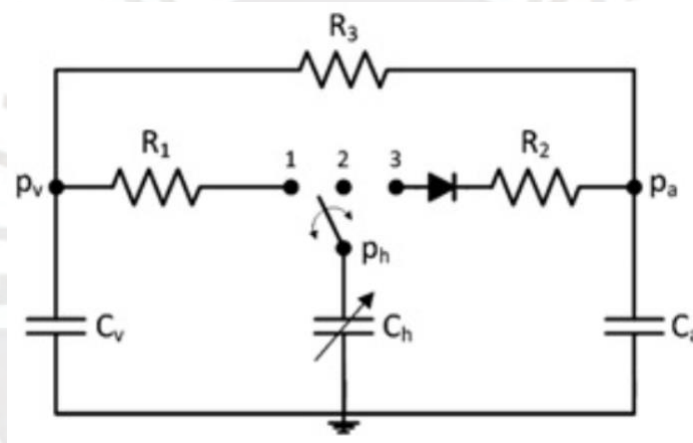


Figura 5. Modelo de 3 compartimentos en forma de circuito eléctrico.

Fuente: Kretschmer *et al.* (2011).

ii. *Modelo de 6 compartimentos*

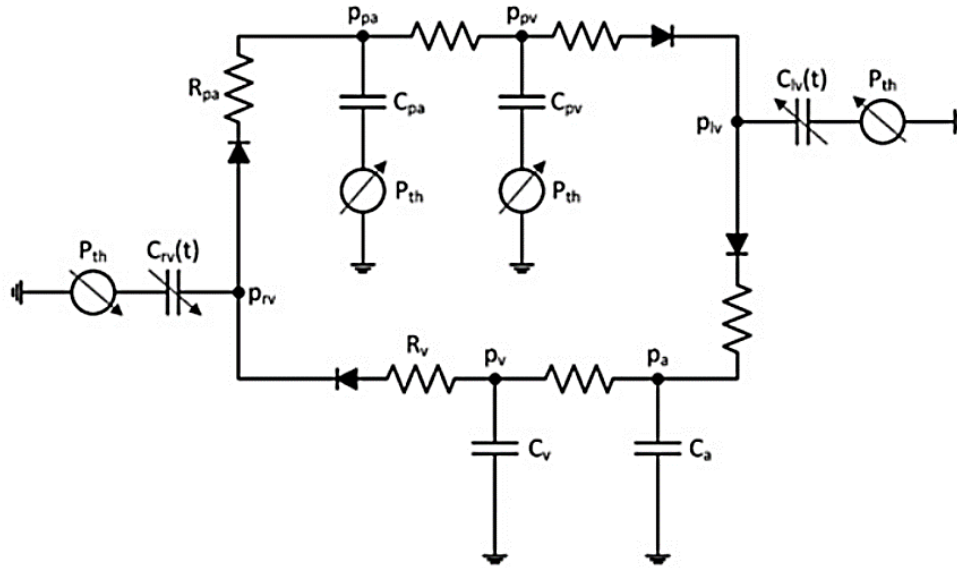


Figura 6. Modelo de 6 compartimentos en forma de circuito eléctrico.

Fuente: Kretschmer *et al.* (2011).

iii. *Modelo de 14 compartimentos*

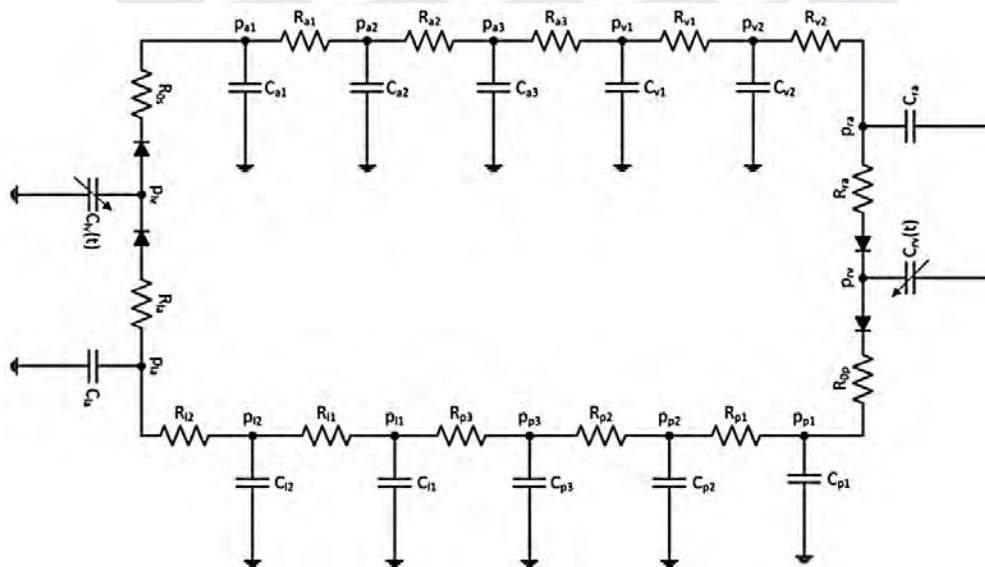


Figura 7. Modelo de 14 compartimentos en forma de circuito eléctrico.

Fuente: Kretschmer *et al.* (2011).

iv. *Modelo de 19 compartimentos*

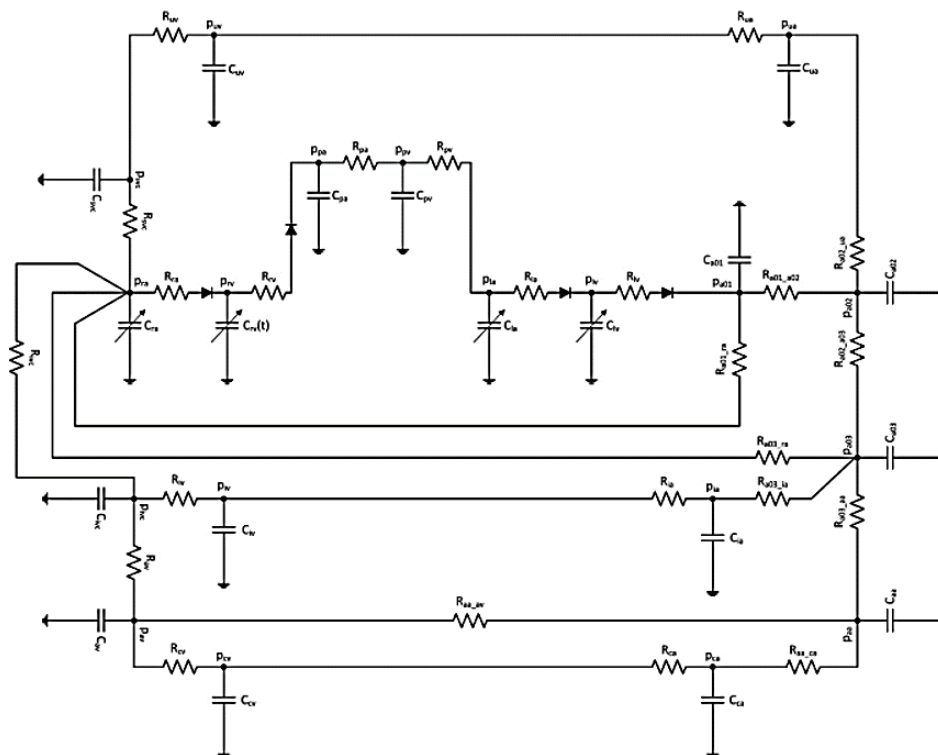


Figura 8. Modelo de 19 compartimentos en forma de circuito eléctrico.

Fuente: Kretschmer *et al.* (2011).

Los modelos matemáticos pueden ayudar a encontrar la configuración óptima para cada paciente individualmente. Para ello, deben emplearse modelos que simulen varios procesos fisiológicos para predecir la reacción del paciente a las alteraciones en el régimen de ventilación.

Kretschmer *et al.* (2011) demostraron que el marco propuesto es útil para la generación dinámica de sistemas de modelos complejos. Se concluyó que los modelos se caracterizan por su flexibilidad y adaptabilidad a muchos escenarios de simulación. Además, los investigadores comprobaron que a mayor cantidad de compartimentos mayor es la complejidad debido a que aumenta el número de ecuaciones diferenciales ordinarias (EDO) para desarrollar y se invierte mucho más tiempo en cálculos.

1.1.3. Modelo RC utilizado por Redlarski *et al.* (2013)

En el artículo “A new approach to modeling of selected human respiratory system diseases, directed to computer simulations”, Redlarski *et al.* (2013) presentaron un nuevo enfoque versátil para modelar enfermedades respiratorias humanas graves mediante simulación.

Los autores han limitado la cantidad de enfermedades consideradas a unas pocas que resultan directamente de ciertas lesiones ubicadas en partes respectivas del sistema respiratorio. Se tienen en cuenta tanto los grupos de trastornos obstructivos como los restrictivos; pero el modelo es muy complejo y que requiere mucho tiempo debido a muchos factores que determinan las disfunciones de los individuos examinados.

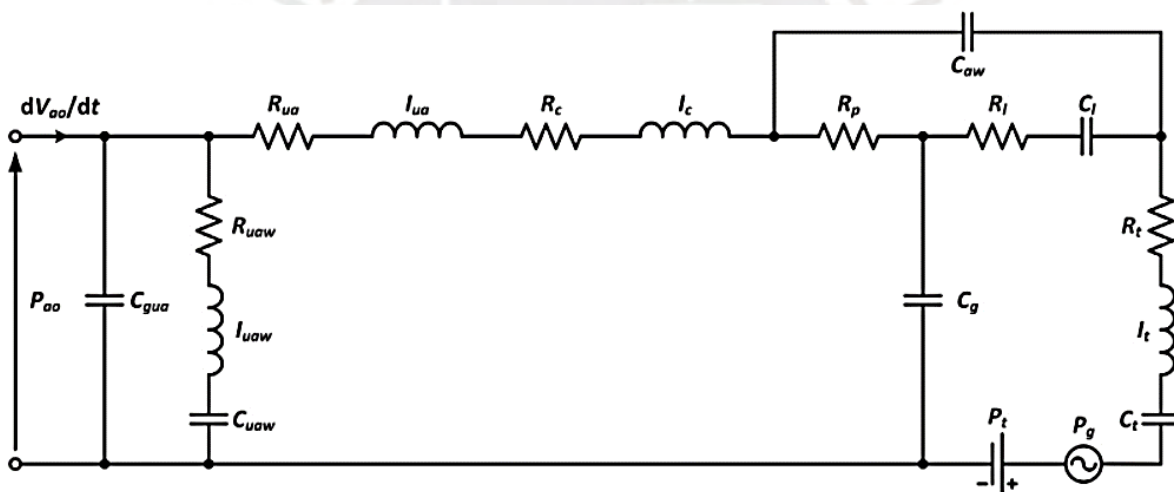


Figura 9. Modelo completo del sistema respiratorio desarrollado.

Fuente: Redlarski *et al.* (2013).

La lista de los parámetros necesarios del modelo requerido para la evaluación computacional de las condiciones médicas y basado en el modelo versátil del sistema respiratorio (Figura 9), se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1. Tabla de cambios en los valores de los parámetros según la enfermedad respiratoria.

A list of changes in parameter values.

Respiratory state	Central airways		Peripheral airways		Bronchi	Alveoli	Lung tissues		Respiratory muscles
Healthy	R_c	I_c	R_p		C_{aw}	C_g	C_l	R_l	$ P_g $
Asthma	$4.2 \cdot R_c$	$2 \cdot I_c$	$4.2 \cdot R_p$		$0.5 \cdot C_{aw}$	C_g	C_l	R_l	$ P_g $
COPD	$1.9 \cdot R_c$	$1.4 \cdot I_c$	$7.7 \cdot R_p$		$0.36 \cdot C_{aw}$	$1.14 \cdot C_g$	$1.8 \cdot C_l$	$0.55 \cdot R_l$	$ P_g $
Fibrosis	R_c	I_c	$0.9 \cdot R_p$		$0.5 \cdot C_{aw}$	$0.7 \cdot C_g$	$0.3 \cdot C_l$	$3 \cdot R_l$	$ P_g $
Myasthenia	R_c	I_c	R_p		C_{aw}	C_g	C_l	R_l	$0.7 \cdot P_g $
Tracheal stenosis	$4.5 \cdot R_c$	$1.7 \cdot I_c$	R_p		C_{aw}	C_g	C_l	R_l	$ P_g $

Fuente: Redlarski *et al.* (2013).

En la Figura 10, se muestran los resultados de la modelización de enfermedades respiratorias a través de análogos eléctricos.

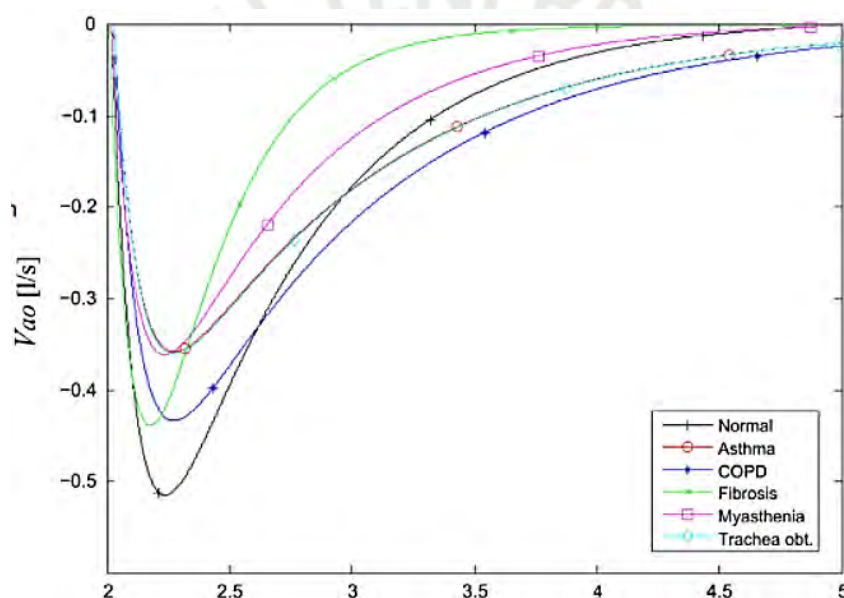


Figura 10. Flujo de aire respiratorio de individuos: sanos y afectados por enfermedades investigadas.

Fuente: Redlarski *et al.* (2013).

1.1.4. Modelo RC utilizado por Al-Naggar (2015)

En el artículo “Modelling and Simulation of Pressure Controlled Mechanical Ventilation System”, Al-Naggar presenta un modelo matemático de la señal del ventilador controlado por presión. Este modelo representa actividades respiratorias y un parámetro controlado importante durante la ventilación mecánica llamada la presión de espiración final positiva (*PEEP*). Esta

variable respiratoria es una maniobra mecánica que aumenta la capacidad residual funcional y previene el colapso de las vías respiratorias y de ese modo reduce la atelectasia.

El modelo matemático se desarrolla y modela utilizando funciones periódicas con desigualdades para controlar el comienzo de la inhalación y la duración de respiración.

La Figura 11 muestra la forma de onda típica de la señal de presión y sus componentes que se pretende representar por el modelo matemático propuesto por Al-Naggar (2015).

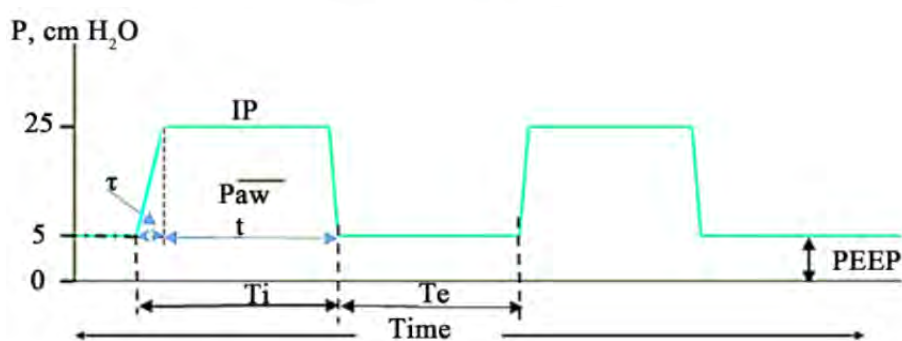


Figura 11. Forma de curva típica de la presión para un ventilador mecánico controlado por presión.

Fuente: Al-Naggar, (2015).

En el modelo matemático, la señal de ventilador controlado por presión (PCV) se combina con un modelo multicompartimental (Figura 12) existente del sistema respiratorio. Este modelo desarrollado se simula mediante el software MATLAB.

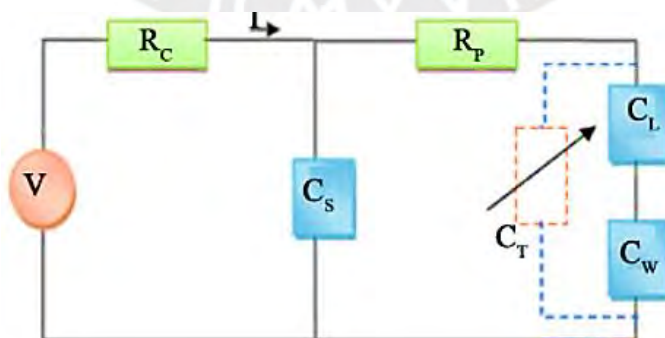


Figura 12. Modelo eléctrico de compartimentos múltiples equivalente al sistema respiratorio.

Fuente: Al-Naggar (2015).

Algunos de los resultados obtenidos (Figura 13) muestran claramente la capacidad del modelo obtenido para reflejar y representar los cambios en sus parámetros de entrada.

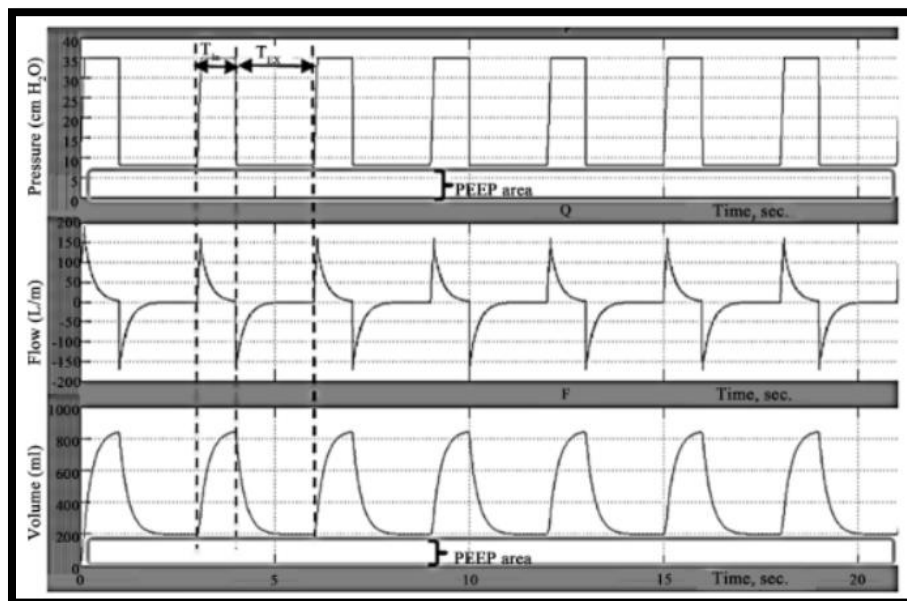


Figura 13. Curvas de presión, volumen y flujo a $PEEP=8\text{ cmH}_2\text{O}$ e $IP=27\text{ cmH}_2\text{O}$.

Fuente: Al-Naggar (2015).

Estos modelos y simuladores demostraron la capacidad de reflejar los cambios en la mecánica pulmonar. Sin embargo, el simulador requiere la expansión de los parámetros internos modulados de la mecánica respiratoria.

1.1.5. Modelo RC utilizado por Riva *et al.* (2018)

En el artículo “Modelado e Identificación No Lineal de la Mecánica Pulmonar”, Riva *et al.* (2018) presentan un modelo equivalente a un circuito eléctrico con dos compartimentos que representan el funcionamiento del aparato respiratorio con ventilación mecánica en un paciente anestesiado.

Se desarrolla la ecuación de movimiento del gas circulado por el aparato respiratorio en la cual se otorga valores a las variables de volumen, presión y flujo de gas. Por otro lado, presentaron

tres modelos basados en circuitos eléctricos que describieron la ventilación mecánica en un paciente.

El comportamiento del gas circulante en el sistema respiratorio se puede describir como una ecuación de movimiento (Ec. 1).

$$P_{vent} = P_{rs}(V) + \dot{V}R_{aw} - P_{musc} \quad (\text{Ec. 1})$$

Donde P_{vent} es la presión suministrada por el ventilador, P_{rs} es la caída de presión que se aplica cuando el aire está circulando por cada compartimento, P_{musc} es la presión muscular producida en los pulmones, R_{aw} es la resistencia al paso del flujo de aire por la tráquea, V es el volumen del gas que llega a los pulmones y \dot{V} es el flujo respiratorio en el sistema.

Uno de los modelos más destacados en este estudio realizado por Riva *et al.* (2018) es el “Modelo de dos compartimentos No Lineal”. Este modelo es el más realista al sistema pulmonar, pues representa a los dos pulmones por separado.

La resistencia a la circulación del gas en la tráquea es representada por la abreviatura "Raw", asimismo, “ R_1 ” y “ R_2 ” representan las resistencias de las vías aéreas impuestas por cada compartimento. La representación del sistema respiratorio, en base a un circuito eléctrico, se puede apreciar en la Figura 14.

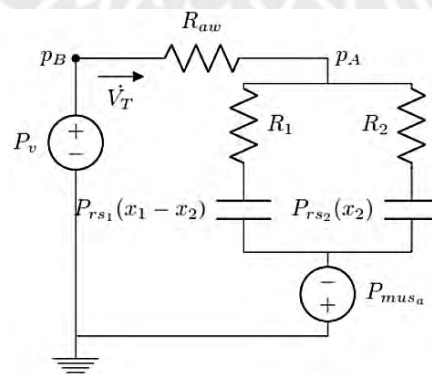


Figura 14. Modelo Bicompartmental.

Fuente: Riva *et al.* (2018).

Se utilizó una ecuación de movimiento cuadrática del flujo con el fin de lograr un algoritmo para la simulación, en donde se identificaron el comportamiento de la presión, del volumen y flujo respiratorio. Para la Ecuación 2 y la Ecuación 3, se han seleccionado como variables respiratorias de volumen: el volumen tidal total del compartimento 1 (\dot{x}_1) y el volumen tidal del compartimento 2 (\dot{x}_2), respectivamente.

$$\dot{x}_1 = -\frac{P_{rs2}(x_2)R_1 + P_{rs1}(x_1 - x_2)R_2 - P_v(R_1 + R_2)}{R_1R_2 + R_{aw}R_1 + R_{aw}R_2} \quad (\text{Ec. 2})$$

$$\dot{x}_2 = -\frac{P_{rs2}(x_2)(R_{aw} + R_1) + P_{rs1}(x_1 - x_2)R_{aw} - P_vR_1}{R_1R_2 + R_{aw}R_1 + R_{aw}R_2} \quad (\text{Ec. 3})$$

1.2. Fundamentos Teóricos

En este capítulo se expondrán los conceptos de ventilación mecánica, biomecánica de la insuficiencia respiratoria y criterios de los parámetros respiratorios en pacientes con COVID-19 en base a los artículos de la literatura médica como “Ventilación mecánica. Acta Médica Peruana” (Muñoz, F. G. ,2011), “Abordaje del paciente adulto crítico con covid-19: Perspectiva desde la fisioterapia. Movimiento Científico” (Díaz *et al.*, 2020), “Estrategias de protección pulmonar en pacientes con COVID-19 y monitoria de la ventilación mecánica” (Ramírez *et al.*, 2020).

1.2.1. Conceptos de la Ventilación Mecánica

La ventilación mecánica es un procedimiento de respiración artificial que suple la función respiratoria de la persona mediante una máquina que proporciona soporte ventilatorio y oxigenatorio, facilitando así la respiración en pacientes con dificultades pulmonares.

El ventilador mecánico genera un gradiente de presión entre dos puntos (boca/vía aérea y alvéolo) y produce un flujo durante un plazo de tiempo, creando así una presión que está obligada a superar las resistencias y las propiedades elásticas del aparato respiratorio, obteniendo así un

volumen de gas que entra y sale del sistema. En la Figura 15 se muestra el circuito del ventilador mecánico conectado al paciente.

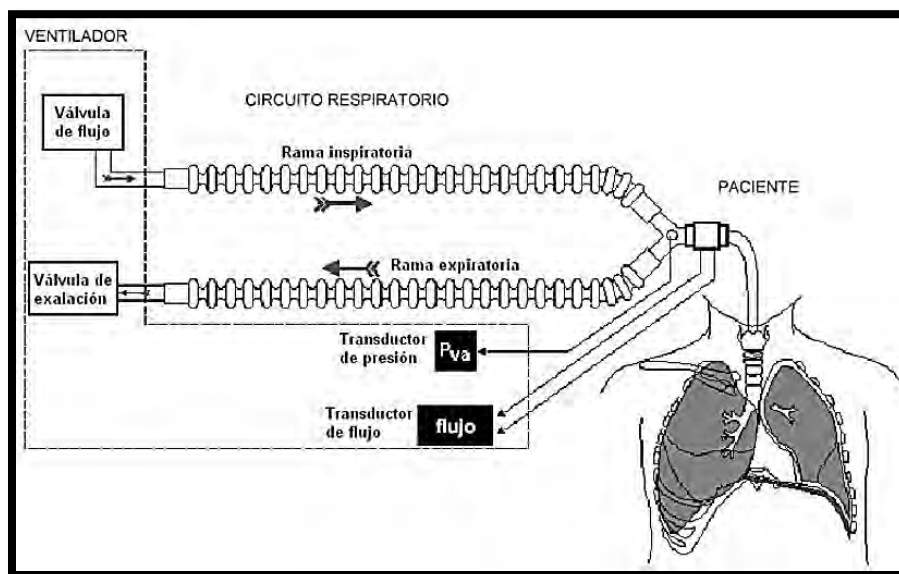


Figura 15. Representación de un esquema general del circuito respiratorio de un ventilador mecánico.

Fuente: Pardell (2023)

1.2.1.1. Objetivo de la ventilación mecánica

El objetivo de la ventilación mecánica es optimizar el intercambio gaseoso cuando a los pulmones del paciente les hace falta oxígeno y reducir su trabajo respiratorio sin causarles daño.

1.2.1.2. Mecanismo de la Ventilación Mecánica

En el 2017, L. Serna define como compleja a la interacción entre el paciente y el ventilador mecánico durante el ciclo respiratorio (inhalación y exhalación) debido a que la presión, el volumen y flujo se encuentran en función del tiempo. Empero, estas variables pueden ser representadas mediante un modelo de primer orden que considera a una resistencia (R) conectada en serie a una elastancia (E), tal como se indica en la siguiente expresión:

$$\Delta P_{vent}(t) + \Delta P_{musc}(t) = E * V_i(t) + R * \dot{V}(t) \quad (\text{Ec. 4})$$

La elastancia se define, según la literatura médica, como la capacidad de un tejido, deformado por una presión, para recuperar su forma inicial.

La presión suministrada por el ventilador (P_{vent}) y la presión pleural (P_{musc}) produce un volumen inicial o también llamado volumen inspiratorio ($V_i(t)$) y el flujo de aire hacia los pulmones ($\dot{V}(t)$), siempre que se supere las presiones causadas por la elastancia ($E * V(t)$) y la resistencia ($R * \dot{V}(t)$) del sistema. En este caso la presión, el volumen y el flujo son variables en función del tiempo.

Mediante la Ec. 4, el desempeño matemático de los parámetros $P(t), V_i(t), \dot{V}(t)$, se describe gráficamente si se designa a una de estas como independiente y a las otras dos dependientes, lo que constituye la base teórica para clasificar a los ventiladores controlados por presión, flujo o volumen.

1.2.2. Mecánica Pulmonar

La mecánica pulmonar describe el comportamiento del aparato respiratorio cuando se produce la inhalación, en donde el gas circulante debe vencer la resistencia pulmonar total que esta definida por la suma de las resistencias que presentan las vías aéreas y la distensibilidad pulmonar (Figura 16).

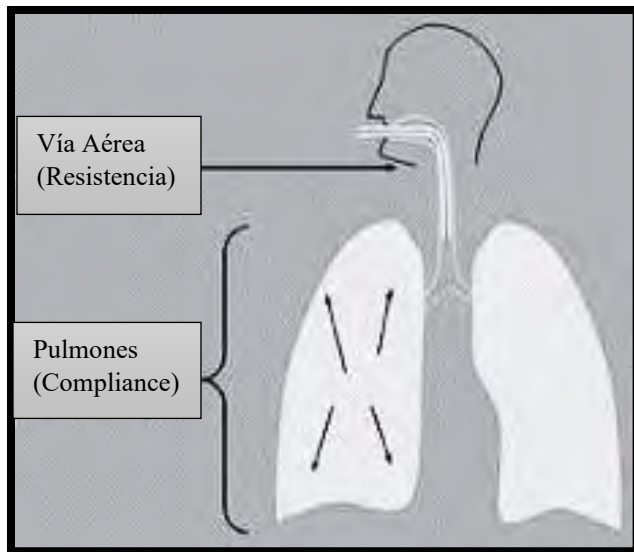


Figura 16. Resistencia pulmonar total, incluye resistencia de la vía aérea y compliance.

Fuente: Sociedad Española de Cuidados Respiratorios (2000).

Por resistencia de las vías aéreas, se entiende la relación entre la presión y el flujo determinado y la distensibilidad o compliance es la relación entre el volumen administrado en una insuflación y la presión que se ha generado en los pulmones al introducirlo; es decir, la resistencia que el pulmón ejerce al flujo de aire al distenderse.

El flujo aéreo producido en el alvéolo es directamente proporcional a la presión aplicada sobre él (Figura 17),| asimismo, esta presión depende del volumen inicial. Por lo tanto, a mayor volumen inicial, mayor presión en el alvéolo. Además, el flujo es inversamente proporcional a la resistencia mencionada anteriormente y su comportamiento se describe mediante la Ec. 5.

$$\dot{V}(t) = \frac{P(t)}{R} \quad (\text{Ec. 5})$$

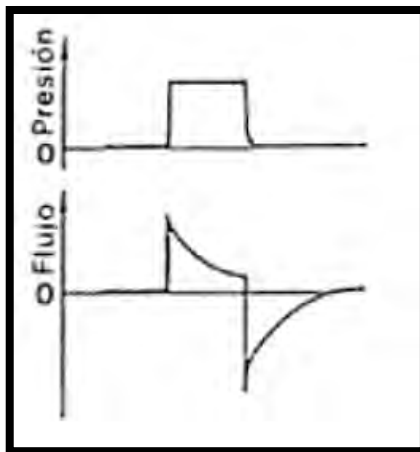


Figura 17. Representación gráfica de las curvas de presión y flujo en función del tiempo.

Fuente: Castel A. (2000).

1.2.3. Ventilación Pulmonar

La ventilación pulmonar, o respiración, se describe como el movimiento del aire hacia los alvéolos durante la inspiración y hacia el exterior de los pulmones durante la espiración.

En la fase de inspiración o inhalación, el diafragma y los músculos intercostales se contraen, lo que provoca la expansión de la caja torácica y permite que el aire ingrese a los pulmones.

Durante la fase de espiración o exhalación, no se requiere esfuerzo alguno por parte del cuerpo; los músculos se relajan y el diafragma se descomprime. Simultáneamente, al disminuir el espacio en la caja torácica, el aire es expulsado de los pulmones, que se vacían.

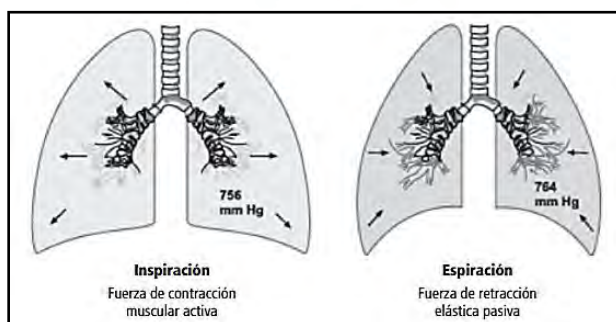


Figura 18. Representación del proceso de inspiración y de espiración.

Fuente: José Patiño *et al.* (2005).

1.2.4. Fases del Ciclo Ventilatorio

Fase Inspiratoria

En esta fase, el gas es introducido con presión positiva hacia las vías aéreas. Mientras que el flujo tiende a mantener un patrón constante, al inicio, la presión se genera rápidamente en las vías aéreas y aumenta gradualmente hasta alcanzar la presión máxima al final de la inspiración.

Fase de Pausa

En esta fase, desaparece el flujo de gas y, con ello, la resistencia en los alvéolos, lo que produce la caída de presión en las vías aéreas hasta alcanzar un estado de equilibrio, conocido como presión meseta. Simultáneamente, el aire se redistribuye homogéneamente por todo el pulmón hasta lograr un equilibrio.

Fase Espiratoria

En esta fase, el gas es expulsado pasivamente debido a la elastancia pulmonar, y la presión disminuye hasta igualar el valor de la presión atmosférica.

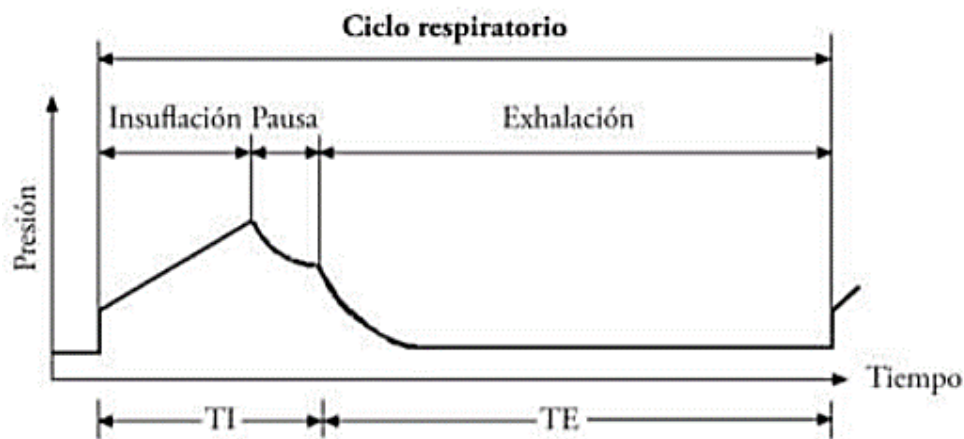


Figura 19. Representación gráfica de la presión en el ciclo ventilatorio.

Fuente: Tejera (2016).

1.2.5. Variables del Ciclo Ventilatorio

Las variables de ciclo son la presión, el volumen, el flujo y el tiempo (Tabla 2), cuya misión es finalizar la fase de inspiración para dar lugar a la fase espiración. Las gráficas de comportamiento de estas variables durante el ciclo ventilatorio estarán relacionadas entre sí.

Tabla 2. Variables respiratorias del ciclo ventilatorio con sus respectivas unidades.

Variable Respiratoria	Unidades
Volumen	ml
Presión	cmH ₂ O
Flujo	l/min
Tiempo	s

Fuente: Muñoz (2011)



Capítulo 2: Criterios de las variables respiratorias para la protección pulmonar de los pacientes con COVID-19

Para los pacientes que sufren de insuficiencia respiratoria por la COVID-19 es indispensable contar con estrategias y protocolos que ayuden a minimizar errores y maximizar la eficiencia y seguridad del procedimiento mientras cuenta con ventilación mecánica.

Adoptar conocimientos de la literatura médica vinculados a la ventilación mecánica es importante para asignar y ajustar valores de las variables respiratorias que se ingresan al ventilador mecánico y en consecuencia poder analizar las gráficas que describen el comportamiento de estas variables del ciclo ventilatorio del paciente.

Ramírez *et al.* (2020) definen al pulmón como una relación $\Delta V / \Delta P$, indicando que la variable el comportamiento del pulmón en el ciclo ventilatorio que consta de tres fases mencionadas en el capítulo 1.2.4.

Por lo tanto, es necesario identificar las variables involucradas en las fases mencionadas y sus respectivos intervalos de valores permisibles de protección pulmonar para establecer criterios de programación del ventilador mecánico en pacientes con las dificultades respiratorias provocadas por la COVID-19.

2.1. Presión Meseta - Presión *Plateau* (P_{plat})

La presión meseta es la presión que se mide en la vía aérea después de la caída de presión que ocurre al alcanzar la presión pico, y se mantiene constante durante la retracción elástica de los pulmones.

Ramírez *et al.* (2020) afirman que un aumento significativo de la presión en la vía aérea durante la ventilación mecánica puede dañar los alveolos cuando la presión meseta excede los 30 cmH₂O.

En conclusión, una presión meseta menor a 30 cmH₂O sería recomendable en el patrón de presión durante la ventilación mecánica de un paciente anestesiado, como consecuencia de la insuficiencia respiratoria inducida por la COVID-19.

2.2. Presión positiva al final de la espiración (PEEP)

El objetivo de la PEEP es aumentar la presión promedio en las vías aéreas y, con ello, mejorar la oxigenación. Asimismo, la PEEP beneficia a los pacientes con daño pulmonar al aumentar la presión parcial de oxígeno en la sangre arterial, y además reduce el esfuerzo necesario para la inspiración.

En una programación inicial, se recomienda iniciar con valores de PEEP bajos hasta un valor que no presente alto riesgo. Los valores recomendados a tomar pueden ser desde 5 cmH₂O hasta 12 cmH₂O, para que exista el menor riesgo posible, de lo contrario el paciente demanda grandes exigencias ventilatorias debido a una posible hiperinsuflación. (Ramírez *et al.*,2020)

2.3. Presión de conducción -Driving Pressure (P_{conduc})

La presión de conducción es el resultado de la resta entre de la presión meseta y la PEEP (Ecuación 6), siendo esta última una constante asignada por el usuario en el controlador del ventilador mecánico y con conocimiento de las condiciones del paciente.

Esta presión está vinculada con la retracción del tamaño funcional del pulmón en pacientes con dificultad respiratoria. Además, mediante los ensayos médicos se comprobó que la presión de conducción predice con certeza un alto porcentaje de mortalidad en pacientes con enfermedades respiratorias graves y, como consecuencia, se estableció que, para una PEEP más beneficiosa y para el bienestar del sistema respiratorio del paciente, esta presión debe estar por debajo de 15 cmH₂O (Ramírez *et al.*,2020).

$$P_{conduc} = P_{plat} - PEEP \quad (\text{Ec. 6})$$

2.4. Volumen Corriente (V)

El cálculo del volumen corriente de gas circulante entrando a los pulmones depende del peso corporal del paciente. Para estar en el rango de protección pulmonar, este volumen debe encontrarse entre 6 ml/kg y 12 ml/kg durante la ventilación mecánica. Mediante estudios con una PEEP constante realizados por Amato et al. (1998) y la Clinical Trials Network (2000), se determinó que, con estos volúmenes, el índice de mortalidad disminuye.

2.5. Relación entre Inspiración y Espiración (I:E)

El tiempo de inspiración es el periodo que tiene el respirador para aportar al paciente el volumen corriente que se ha asignado. En condiciones normales, es un tercio ciclo respiratorio, mientras que los dos tercios restantes son para la espiración. Por lo tanto, la relación de tiempos I:E será 1:2 (Muñoz, 2011).

2.6. Resistencia al flujo de aire (R)

La resistencia al flujo de aire depende de la relación entre la presión del gas circulante por el sistema respiratorio y el flujo ($R = \frac{P}{\dot{V}}$), debido a que el flujo de gas circulante es inversamente proporcional a la resistencia de las vías aéreas.

Según estudios de Geddes (1989) y Branson (2002), se establece el intervalo de valores de la resistencia al paso del gas circulante de 5 cmH₂O/l/s a 20 cmH₂O/l/s para la protección pulmonar.

2.7. Compliance (C)

La Compliance (C) se define como la distensibilidad pulmonar que es el alargamiento o retracción del tamaño del pulmón y depende de la relación que existe entre la variación del volumen de gas que ingresa a los pulmones y el incremento de la presión (ΔP) necesaria para producir este cambio de volumen (ΔV), como se puede apreciar en la Ec. 7. El valor normal de la

distensibilidad estática es de 100 ml/cmH₂O, 75 ml/cmH₂O en los pacientes acostados y a 50 ml/cmH₂O o menos en los pacientes con SDRA. (Ramírez *et al.*,2020).

$$C = \Delta V / \Delta P \quad (\text{Ec. 7})$$

Se establece el intervalo de 50 ml/cmH₂O a 100 ml/cmH₂O para la variable de la distensibilidad o compliance (Geddes,1989; Branson, 2002).

2.8. Criterios de Protección Pulmonar para las Variables Respiratorias

La Tabla 3 resume los criterios recomendados para las variables respiratorias en la protección pulmonar para pacientes con insuficiencia respiratoria inducida por la COVID-19.

Tabla 3. Intervalo de valores de las variables respiratorias involucradas en la protección pulmonar con sus respectivas unidades.

Variable Respiratoria	Valores	Unidades
Presión Ventilatoria ($P_{vent(t)}$)	$15 \leq P_{vent(t)} \leq 40$	cmH ₂ O
Presión Meseta (P_{plat})	$P_{plat} \leq 30$	cmH ₂ O
Presión Positiva al final de la Espiración ($PEEP$)	$5 \leq PEEP \leq 12$	cmH ₂ O
Presión de conducción (P_{conduc})	$P_{conduc} \leq 15$	cmH ₂ O
Volumen Corriente (V) *persona con peso promedio de 65kg	$390 \leq V \leq 780$	ml
Relación Inspiración: Espiración ($I:E$)	$1:2 \wedge 1:3$	s/s
Resistencia al flujo de aire (R)	$5 \leq R \leq 20$	cmH ₂ O/l/s
Compliance (C)	$15 \leq C \leq 100$	ml/cmH ₂ O

Fuente: Ramírez *et al.* (2020)

Capítulo 3: Modelamiento de los parámetros respiratorios bajo ventilación mecánica

En este capítulo se desarrollará la fórmula que describe el desempeño de las variables respiratorias a partir de un modelo en forma de circuito eléctrico y otro en forma de sistema elástico-resistivo, ambos análogos al sistema respiratorio con ventilación mecánica en pacientes con COVID-19.

Ben-Tal *et al.* (2004) describen el modelo del pulmón como un único contenedor de aire. Asumieron que el aire alcanza la temperatura corporal y la saturación en la boca en todas las condiciones. Además, se asume que el aire en el contenedor se comporta como un gas ideal. Con lo mencionado anteriormente, se desarrollará detenidamente la ecuación que describe el desempeño de los parámetros respiratorios a partir del planteamiento de un sistema de movimiento libre amortiguado.

El modelo a desarrollar a partir de un circuito eléctrico RC se caracteriza por presentar un menor grado de dificultad que otros modelos con múltiples compartimentos. Por ello, en el estudio realizado por Riva *et al.* (2018), rescatamos la descripción de la dinámica del sistema respiratorio mediante la ecuación de movimiento del flujo de gas, que se muestra en la Ecuación 1. Además, se considera que su modelo bicompartimental (Figura 14) se destaca por su simplicidad, la cual podemos adoptar y convertir en un modelo con un grado de dificultad mucho menor para desarrollar.

3.1. Desarrollo de la Ecuación Diferencial a partir de un Modelo Elástico Resistivo

En primer lugar, el modelamiento consta referenciar al pulmón como un contenedor rígido (Figura 20), donde V_O es el volumen total en los pulmones, P_m es la presión en la boca del contenedor que se asume constante y P_A es la presión total promedio a través de los alvéolos en las diferentes zonas del pulmón.

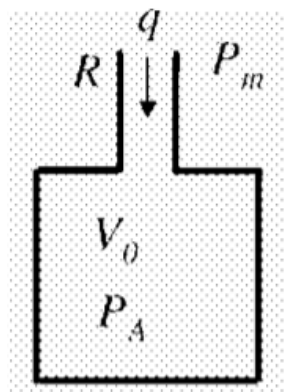


Figura 20. Representación del pulmón y las variables respiratorias que intervienen en la mecánica respiratoria.

Fuente: Ben-Tal *et al.* (2004).

Por las vías respiratorias circula el flujo de aire " q " y la resistencia total al flujo ejercida por estas vías se le denomina " R ". Al asumir que el flujo de aire es laminar se tiene la relación en la Ecuación 8.

$$q = \frac{P_m - P_A}{R} \quad (\text{Ec.8})$$

Asumiremos que el aire que circula dentro del contenedor se comporta como un gas ideal, se tiene la Ecuación 9.

$$P_A * V_0 = n * k * T \quad (\text{Ec.9})$$

Donde n número de moléculas de gas, k es la constante de Boltzmann y la temperatura absoluta es T . Se asume que la temperatura no cambia a través del proceso de respiración y donde el volumen es constante.

La presión P_A y el número de moléculas de aire n influenciadas por el flujo de aire, son variables en el tiempo.

Teniendo en cuenta que el aire que ingresa en los pulmones proviene de una fuente infinita con una presión constante P_m y la razón de cambio del volumen es igual a " q ", se obtiene una

relación entre la velocidad de cambio del número de moléculas de aire y el flujo neto de aire en el contenedor en la Ecuación 10.

$$P_m * q = \frac{dn}{dt} * k * T \quad (\text{Ec.10})$$

El número de moléculas que pierde el aire exterior es el mismo número de las que entran en el pulmón, entonces se obtiene la relación entre la presión alveolar y el flujo de aire en la Ecuación 11. Además, en la Ecuación 12 se obtiene la ecuación que representa la razón de cambio de P_A .

$$\frac{dP_A}{dt} * V_o = \frac{dn}{dt} * k * T = P_m * q \quad (\text{Ec.11})$$

$$\frac{dP_A}{dt} = \frac{P_m}{V_o} * q \quad (\text{Ec.12})$$

A continuación, el pulmón modelado como contenedor contará con un plato móvil de masa m , una fricción μ y un área s (Figura 21). El plato está sujeto a un resorte con una constante k_s y que está descargado en X_o . Es importante considerar que la compresión del resorte representa la expansión pulmonar.

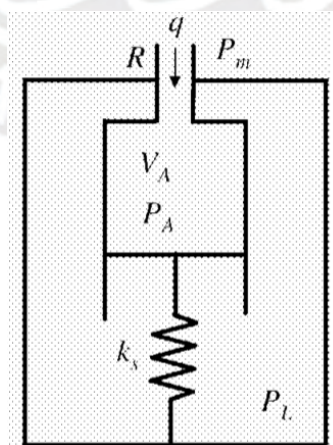


Figura 21. Representación del pulmón contenedor, plato móvil con resorte y las variables respiratorias que intervienen en la mecánica respiratoria.

Fuente: Ben-Tal *et al.* (2004).

Recordando que se asumió que el flujo de aire era laminar, el aire circulante tiene las propiedades de gas ideal y la temperatura es constante a través del proceso mientras que la presión, volumen y el número de partículas cambian, el aire como una fuente infinita y que el número de moléculas que deja el exterior es similar al número de moléculas que entran al pulmón se obtiene la Ecuación 13 y despejando $\frac{dP_A}{dt}$ obtenemos la Ecuación 14.

$$\frac{dP_A}{dt} * V_A + P_A * \frac{dV_A}{dt} = \frac{dn}{dt} * k * T = P_m * q \quad (\text{Ec.13})$$

$$\frac{dP_A}{dt} = \frac{1}{V_A} * (P_m * q - P_A * \frac{dV_A}{dt}) \quad (\text{Ec.14})$$

Desarrollando la ecuación de movimiento del plato móvil que se muestra en la Figura 21, se debe tener en cuenta las analogías del volumen pulmonar cuando el resorte esta descargado $V_A = x_s$, la resistencia pulmonar es $R_A = \mu/s$, la elastancia pulmonar $E = K_s/s^2$, la inercia pulmonar $I_A = m/s$, el volumen del pulmón cuando está totalmente colapsado fuera del cuerpo $V_o = x_o s$ y la presión pleural está representada con P_L . Finalmente obtenemos la Ecuación 15.

$$I_A * \frac{d^2V_A}{dt^2} + R_A * \frac{dV_A}{dt} + E * (V_A - V_o) - (P_A - P_L) = 0 \quad (\text{Ec.15})$$

Habiendo asumido que la tasa de cambio del volumen pulmonar es igual al flujo de aire ($\frac{dV_A}{dt} = q$) y reemplazando la Ecuación 8 en la Ecuación 15 logamos una reducción del modelo y se puede apreciar en la Ecuación 16.

$$I_A * \frac{d^2V_A}{dt^2} + (R_A + R) * \frac{dV_A}{dt} + E * (V_A - V_o) = (P_m - P_L) \quad (\text{Ec.16})$$

Al mismo tiempo, para llegar a una ecuación más simplificada, asumiremos que la velocidad y aceleración del flujo de aire son muy pequeños ($\frac{dV_A}{dt} \cong 0$ y $\frac{d^2V_A}{dt^2} \cong 0$) para luego reducir la Ecuación 15 en la Ecuación 17 y sustituir esta última en la Ecuación 13, obteniendo la Ecuación 18.

$$V_A = \frac{P_A - P_L}{E} + V_O \quad (\text{Ec.17})$$

$$\frac{dP_A}{dt} * \left(\frac{P_A - P_L}{E} + V_O \right) + P_A * \frac{1}{E} * \left(\frac{dP_A}{dt} - \frac{dP_L}{dt} \right) = P_m * q \quad (\text{Ec.18})$$

Las variables P_A y P_L tienen similar magnitud por ser contenidas en el pulmón, y el volumen V_O es pequeño entonces podemos concluir que $\left(\frac{P_A - P_L}{E} + V_O \right) \cong 0$ y que comparado con el término $\frac{P_A}{E}$ es más pequeño. Las variaciones de la presión alveolar debido al cambio en el volumen interno son más decisivas que las variaciones debidas a la compresibilidad del aire. Además, reemplazaremos la Ecuación 8 en la Ecuación 18 para seguir simplificando el modelo (Ecuación 19).

$$\frac{dP_A}{dt} = \frac{P_m * (P_m - P_A) * E}{P_A * R} + \frac{dP_L}{dt} \quad (\text{Ec.19})$$

Realizando una linealización cerca del punto de equilibrio donde $P_A = P_m$, entonces asumimos $\frac{P_m}{P_A} \cong 1$ y obtenemos la Ecuación 20.

$$\frac{dP_A}{dt} = \frac{(P_m - P_A) * E}{R} + \frac{dP_L}{dt} \quad (\text{Ec.20})$$

Para finalizar, sabiendo que el flujo de aire es la derivada en el tiempo del volumen interno ($q = \frac{dV_A}{dt}$) y que la distensibilidad pulmonar “C” es la inversa de la elastancia pulmonar ($E = \frac{1}{C}$),

reemplazamos la Ecuación 17 en la Ecuación 20 y obtenemos la ecuación diferencial lineal de primer orden (Ecuación 21).

$$\frac{dV_A}{dt} = \left((P_m - P_L) - \frac{1}{C} * V_A \right) * \frac{1}{R} \quad (\text{Ec.21})$$

3.2. Desarrollo de la Ecuación diferencial a partir de un Modelo de Circuito Eléctrico

Adoptaremos un modelo unicompartmental (Figura 22) en forma de circuito eléctrico, cuyos componentes representarán características de las partes de un sistema respiratorio y estos contarán con dichas propiedades de eléctricas. Este modelo está comprendido por una resistencia (R), que representa la resistencia al paso del gas por las vías aéreas, y una cámara elástica (C), que representa el alargamiento o retracción de los pulmones y la caja torácica.



Figura 22. Modelo unicompartmental del sistema respiratorio.

Además, esquematizaremos el circuito eléctrico análogo a este modelo, el cual consistirá en una resistencia, un condensador y un suministro de alimentación, el cual resultará ser la suma de dos suministros de voltaje y una última fuente de alimentación casi al final del circuito.

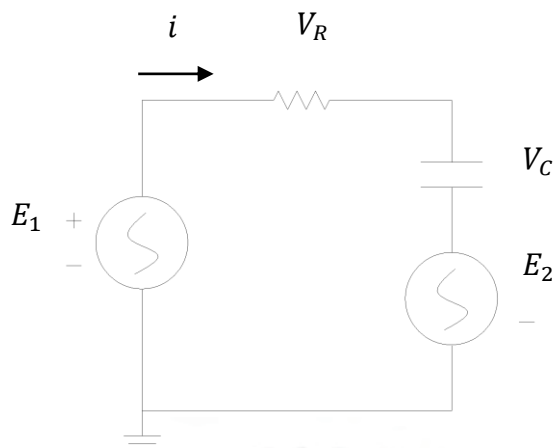


Figura 23. Circuito RC en serie que cuenta con un condensador (C), un resistor (R) y dos suministros de alimentación (E_1) y (E_2).

Realizando un análisis de Ley de Kirchhoff al circuito eléctrico, obtenemos:

$$E_1 = V_R + V_C + E_2 \quad (\text{Ec.22})$$

Por teoría de ecuaciones de caída de voltaje en la resistencia y en el capacitor conocidas, aplicamos Ley de Ohm y obtenemos:

$$E_1 = i * R + \frac{q}{C} + E_2 \quad (\text{Ec.23})$$

Donde “q” es carga eléctrica almacenada y “v” diferencia de potencial aplicada. Por teorías de capacitores en circuito eléctrico, sabemos:

$$C = \frac{q}{v} \quad (\text{Ec. 24})$$

$$C * \frac{dv}{dt} = \frac{dq}{dt} \quad (\text{Ec. 25})$$

Donde “i” es la corriente y la relación entre esta y la carga “q” es:

$$i = \frac{dq}{dt} \quad (\text{Ec. 26})$$

Reemplazamos la Ec. 26 en la Ec. 23:

$$E_1 = \frac{dq}{dt} * R + \frac{q}{C} + E_2 \quad (\text{Ec. 27})$$

Las propiedades eléctricas de los elementos del circuito eléctrico son adoptadas por las variables respiratorias mencionadas anteriormente y reemplazadas por estas. El modelo unicompartimental del sistema respiratorio ventilado es análogo a un circuito eléctrico en el cual se pueden aplicar teorías relacionadas a la electricidad para poder hallar comportamientos de presión, volumen y flujo en la protección pulmonar de los pacientes con insuficiencia respiratoria.

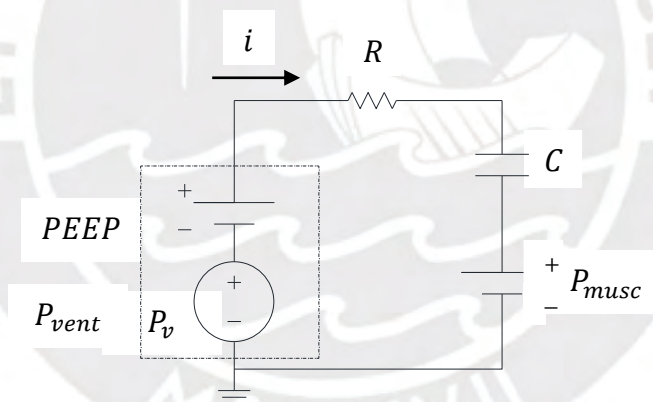


Figura 24. Modelo con variables respiratorias equivalente a circuito RC Lineal.

En la Ec. 28, reemplazamos la corriente “i” por un flujo de aire que circula por el sistema respiratorio y el volumen de gas reemplaza a la carga eléctrica.

$$i = \dot{V}_{(t)} \quad y \quad q = V_{(t)} \quad (\text{Ec.28})$$

En la Ec. 29, reemplazamos la tensión de entrada (E_1) por la presión de gas aplicada por el ventilador para suministrar al paciente ($P_{vent(t)}$). Esta variable es resultado de la suma de la Presión predefinida a suministrar por el ventilador mecánico ($Pv(t)$) y la presión positiva al final de la espiración programada por el usuario ($PEEP$).

$$E_1 = (Pv(t) + PEEP) = P_{vent(t)} \quad (\text{Ec.29})$$

La presión producida por los músculos respiratorios ($P_{musc(t)}$), describe la presión de los músculos respiratorios que genera las variaciones de presión pleural, la cual posibilita la ventilación espontánea. Esta variable reemplaza a la tensión de salida del circuito eléctrico (E_2).

$$E_2 = P_{musc(t)} \quad (\text{Ec.30})$$

En capítulos anteriores, mencionamos que la resistencia eléctrica iba a ser reemplazada por la resistencia del sistema respiratorio al circulando flujo de aire (R) y la distensibilidad del pulmón “*compliance*” (C) reemplaza al condensador. La Ec. 30 es el resultado de la adopción de propiedades eléctricas por parte de las variables respiratorias.

$$(Pv(t) + PEEP) = \dot{V}(t) * R + \frac{V(t)}{C} + P_{musc(t)} \quad (\text{Ec.31})$$

A continuación, desarrollaremos la Ec. 31, la cual consta de todas las variables respiratorias reemplazadas en el circuito inicial.

$$\dot{V}(t) * R + \frac{V(t)}{C} = (Pv(t) + PEEP) - P_{musc(t)} \quad (\text{Ec.32})$$

$$\dot{V}(t) + \frac{V(t)}{C * R} = \frac{(Pv(t) + PEEP) - P_{musc(t)}}{R} \quad (\text{Ec.33})$$

$$\dot{V}_{(t)} = \frac{(Pv_{(t)} + PEEP) - P_{musc(t)}}{R} - \frac{V_{(t)}}{C * R} \quad (\text{Ec.34})$$

Finalmente, despejamos el flujo de aire que circula por el sistema respiratorio del paciente, esta variable es dependiente del tiempo, además de las otras variables que se pueden observar en la Ec. 35.

$$\dot{V}_{(t)} = \left(\left((Pv_{(t)} + PEEP) - P_{musc(t)} \right) - \frac{1}{C} * V_{(t)} \right) * \frac{1}{R} \quad (\text{Ec.35})$$

A partir del circuito eléctrico análogo al modelo unicompartimental del sistema respiratorio aplicado con ventilación mecánica (Figura 23), las variables respiratorias llegan a adoptar propiedades equivalentes a elementos que suelen tener los circuitos eléctricos, para luego aplicar leyes de Kirchhoff, donde la tensión inicial (E_1) es igual a la sumatoria de tensiones (V_R , V_C y E_2) y aplicando ley de Ohm, se llegó a despejar el volumen inspiratorio en forma de la función de transferencia (Ec. 36).

$$\frac{dV_{(t)}}{dt} = \left(\left((Pv_{(t)} + PEEP) - P_{musc(t)} \right) - \frac{1}{C} * V_{(t)} \right) * \frac{1}{R} \quad (\text{Ec.36})$$

Capítulo 4: Simulación y análisis de las variables respiratorias bajo ventilación mecánica

En este capítulo se graficará el comportamiento de los parámetros respiratorios al momento de la ventilación mecánica para pacientes que sufren insuficiencia respiratoria inducida por la COVID-19 mediante el software MATLAB. También se expondrán las interpretaciones de los resultados obtenidos de las simulaciones realizadas.

Se espera que los resultados de la simulación de los modelos elástico-resistivo y circuito eléctrico desarrollados sean similares a las realizadas en el artículo realizado por Addiego en el 2006 (Figura 4) y por Al-Naggar en el 2015 (Figura 13) pues, la inclusión o no de la variable del PEEP en la ecuaciones finales que describen el comportamiento del flujo de aire ingresando al sistema respiratorio (Ecuación 21 y 35) serán las que diferencien aparentemente las gráficas, ello se verá reflejada en nuestros resultados gráficos también.

4.1. Simulación del modelo propuesto

Se establecen valores para las variables respiratorias mencionadas en la Ec. 21 y en la Ec. 36, en relación a los criterios de protección pulmonar para pacientes con insuficiencia respiratoria inducido por la COVID-19 (Tabla 3) para las 3 simulaciones que realizaremos con ayuda del software Simulink en MATLAB, en donde, elaboraremos el modelo que refleje las ecuaciones finales desarrolladas.

Para la presión predefinida por el usuario que será aplicada por el ventilador o la presión entrante al sistema respiratorio programada ($Pv_{(t)}$), utilizaremos un “*pulse generator*” que encontramos en la librería de Simulink, luego le otorgaremos un valor de 15 cmH₂O a un tiempo de 3 segundos. Así mismo, esta presión se mantendrá para las tres simulaciones a realizar.

Para la presión PEEP, según la ecuación final desarrollada a partir de un modelo elástico-resistivo el valor que le otorgaremos al PEEP será de 0 cmH₂O debido a que esta variable no fue

tomada en cuenta en el modelo desarrollado por Ben-Tal en el 2004 pues no se especifica que fuente es la que suministra esta presión de aire. Así mismo, según la ecuación final desarrollada a partir de un modelo circuito eléctrico, donde sí incluye esta variable debido a la fuente que suministra la presión en el aire entrante y de las fuentes de la literatura médica. Los valores otorgados al PEEP en las otras simulaciones entonces serán de 6 cmH₂O y 8 cmH₂O.

La presión muscular (P_{musc}) es la respuesta que ejercen los músculos sobre los pulmones, en donde le otorgamos para las simulaciones valores promedio de estudios anteriores y estos debe alcanzar un valor máximo entre 1 cmH₂O a 5 cmH₂O.

Para la resistencia vía aérea (R), asumiremos un valor de 6 cmH₂O/l/s, 9 cmH₂O/l/s y de 12 cmH₂O/l/s, estos son valores promedio de simulaciones en estudios anteriores establecidos en la Tabla 3. Además, para la Compliance (C) los valores otorgados serán para las dos primeras simulaciones de 20 ml/cmH₂O y para la tercera simulación será de 50 ml/cmH₂O.

Estos valores de entrada son importantes para obtener las curvas del comportamiento de la presión, volumen y flujo de gas con una relación de inspiración y espiración de 1:2. Además de tener en cuenta los criterios de protección pulmonar durante la ventilación mecánica para pacientes anestesiados con la COVID-19 (Tabla 3).

A continuación, se realizarán 3 simulaciones del modelo matemático en base a la Ec. 21 y a la Ec. 36 mediante el software MATLAB.

4.1.1. Primera simulación del modelo matemático

Para la primera simulación, nos referiremos a la ecuación final desarrollada a partir del modelos elástico resistivo (Ecuación 21) y ordenadamente estableceremos los valores que serán relevantes para la simulación (Tabla 4) como había sido mencionado previamente el valor de la presión predefinida a suministrar por el ventilador mecánico (P_A ó $P_{v(t)}$) será de 15 cmH₂O como

amplitud en el generador de pulso y al no haber presión positiva al final de la espiración programada por el usuario (*PEEP*), su valor será de 0 cmH₂O. Luego le otorgamos el valor de 6 cmH₂O/l/s y 0.02 l/cmH₂O para la resistencia al flujo (*R*) y la distensibilidad pulmonar o compliance (*C*) respectivamente.

Tabla 4. Datos iniciales para la primera simulación del modelo matemático elástico-resistivo desarrollado

$Pv(t)$ (cmH ₂ O)	<i>PEEP</i> (cmH ₂ O)	<i>R</i> (cmH ₂ O/l/s)	<i>C</i> (l/cmH ₂ O)
15	0	6	0.02

A continuación, presentaremos el modelo matemático elástico-resistivo desarrollado en forma de ecuación de transferencia (Ec. 21) en el software Simulink-MATLAB (Figura 25), para lograr los resultados gráficos del comportamiento de la presión, el volumen y flujo en el paciente, además de su presión muscular al ingreso del gas.

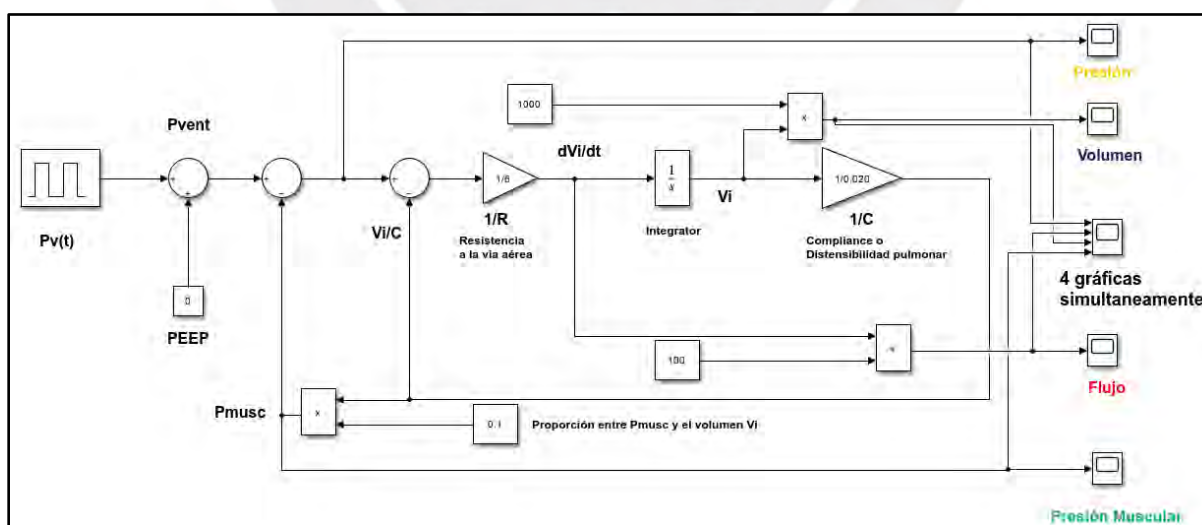


Figura 25. Representación del modelo matemático elástico-resistivo desarrollado en Simulink-MATLAB.

Se realizó la simulación, dando como resultado cuatro gráficas las cuales analizaremos:

Presión del gas en el sistema respiratorio ventilado

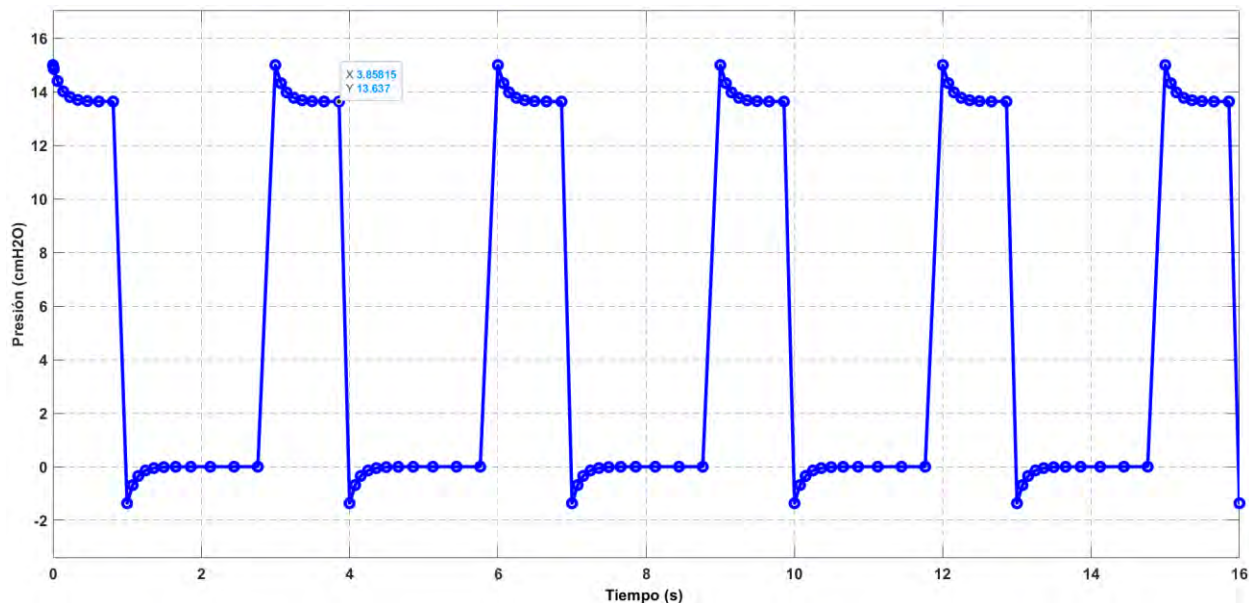


Figura 26. Representación de la presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

En la Figura 26, podemos observar la curva que representa el comportamiento de la presión del flujo del gas pasando por el sistema respiratorio del paciente con ventilación mecánica, notamos en primera instancia que la falta de PEEP, resulta ser perjudicial para el comportamiento de la presión al momento de la espiración porque no se cuenta con un aporte extra de presión de oxígeno para que no se cierren los alveolos durante un agitación del paciente.

La presión pico es de 15 cmH₂O (Figura 26) se encuentra dentro de los valores permitidos y usualmente ingresados en el ventilador mecánico para suministrar oxígeno a pacientes con insuficiencia respiratoria. La presión de gas aplicada por el ventilador para suministrar al paciente ($P_{vent(t)}$), se ve contrarrestada por la presión muscular que se produce sobre los pulmones $P_{musc(t)}$ que es proporcional al volumen del gas (V_i) que transita por el sistema respiratorio.

La presión meseta (P_{plat}) es aproximadamente de 13.5 cmH₂O (Figura 26), la cual se encuentra dentro de los valores permitidos e influye en la presión de conducción (P_{conduc}) la cual no se puede apreciar en la gráfica, pero mediante la Ec. 37 comprobamos cumple con lo establecido en la Tabla 3.

$$P_{conduc} = 13.5 \text{ cmH}_2\text{O} - 0 \text{ cmH}_2\text{O} = 13.5 \text{ cmH}_2\text{O} \quad (\text{Ec. 37})$$

Volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado

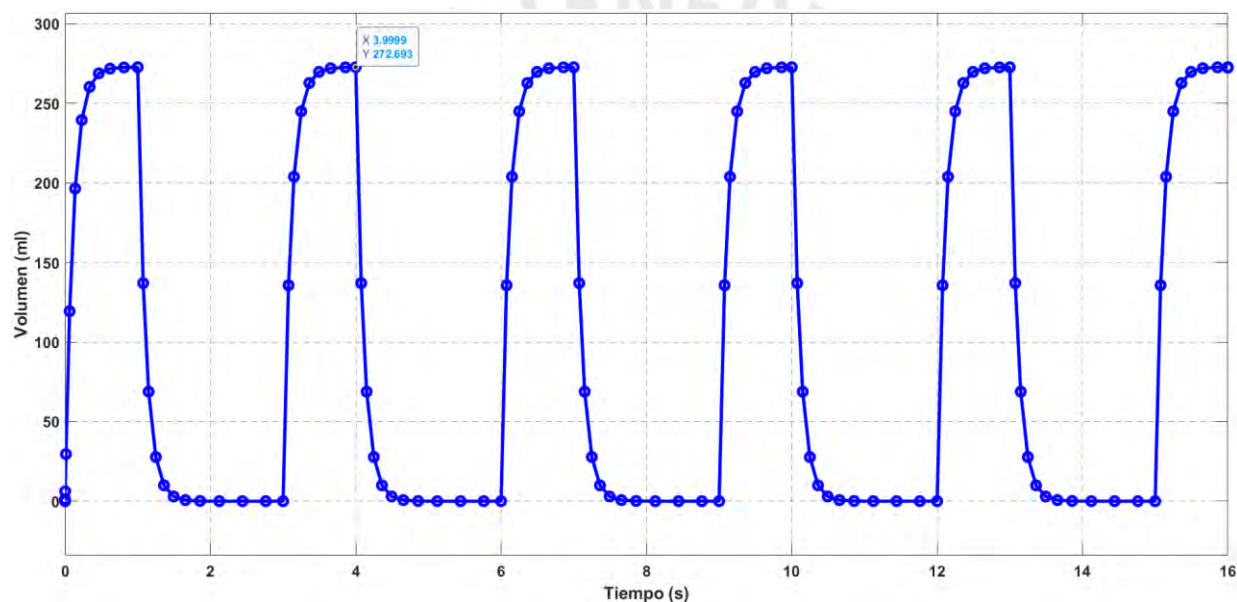


Figura 27. Representación del volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

En la Figura 27, el volumen del gas oscila entre 0 ml y 272 ml, siendo una tendencia decreciente de los valores cuando se produce la espiración, es decir, cuando el paciente está expulsando aire de su sistema respiratorio y cuando inicia la inspiración el paciente comienza a recibir de nuevo oxígeno incrementando el volumen que llega a los pulmones

Flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado

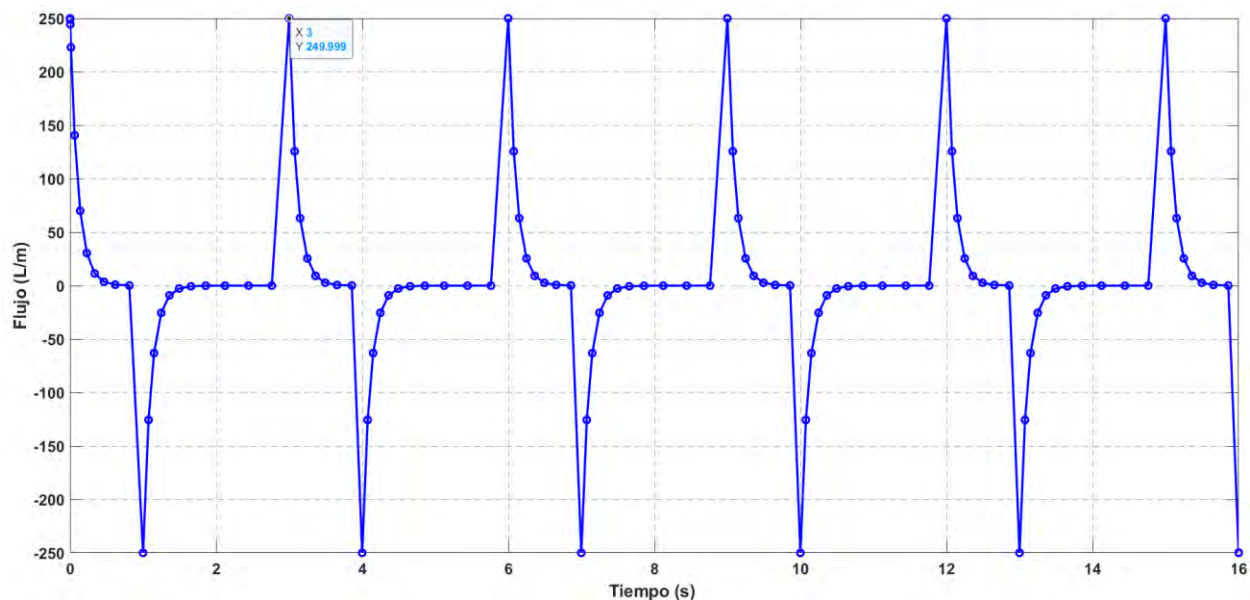


Figura 28. Representación del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

La velocidad con la que llega el gas a los pulmones se incrementa al momento de la inspiración y caso contrario al momento de la expiración, con la diferencia que la inspiración se produce en 1 segundo y la expiración es de 2 segundos (1:2) encontrándose dentro de lo usual según literatura médica.

En la Figura 28, se aprecia el comportamiento del flujo del aire durante la ventilación mecánica, con valores que oscilan entre -250 l/m y 250 l/m, reflejando la salida y la entrada del flujo en el sistema respiratorio, respectivamente.

Presión muscular producida sobre los pulmones del paciente.

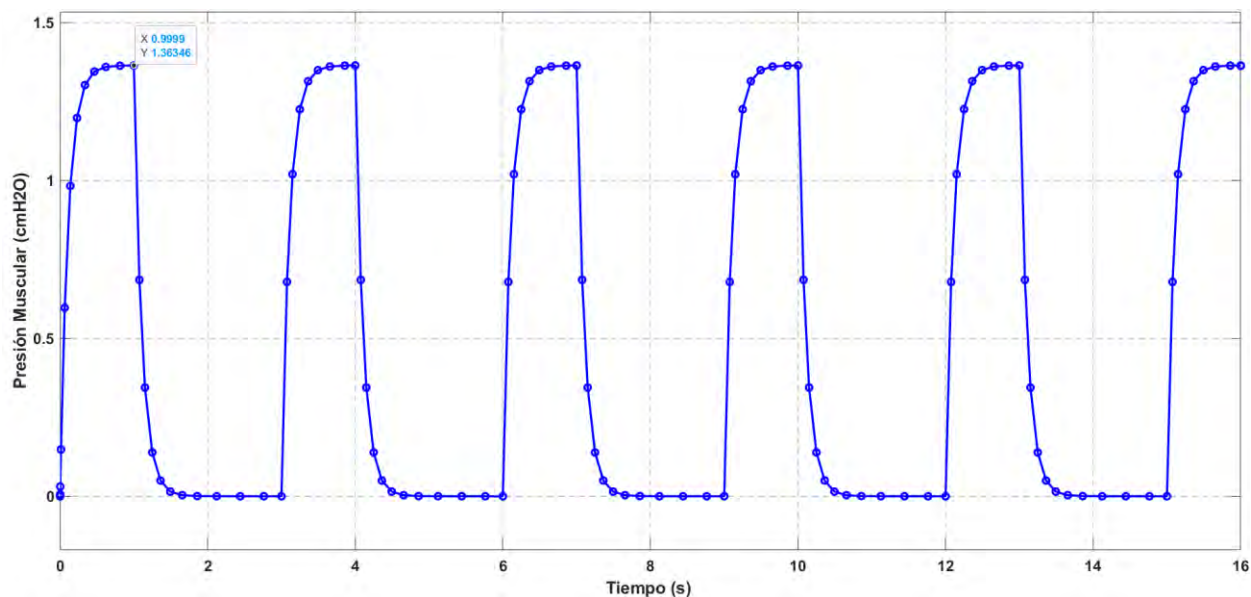


Figura 29. Representación de la presión muscular sobre los pulmones de un paciente con ventilación mecánica en Simulink-MATLAB.

En la Figura 29, la presión muscular presenta una presión baja de 1.35 cmH₂O al momento de la inspiración y esta presión se reduce aún más al momento de la espiración llegando a ser 0 cmH₂O que es donde el pulmón expulsó el aire recibido. Esta presión P_A ó $P_{musc(t)}$ influye en el comportamiento de la presión del flujo respiratorio (Figura 26) debido a que se produce mientras el paciente succiona el gas suministrado por la fuente.

Finalmente, presentaremos un resumen de las curvas obtenidas (Figura 30) y de los valores obtenidos de la primera simulación en la Tabla 5.

Tabla 5. Resumen de valores obtenidos de la primera simulación del modelo matemático desarrollado.

Presión (cmH ₂ O)	Volumen (ml)	Flujo (l/m)	Presión muscular (cmH ₂ O)
0 a 15	0 a 270	-250 a 250	0. a 1.35

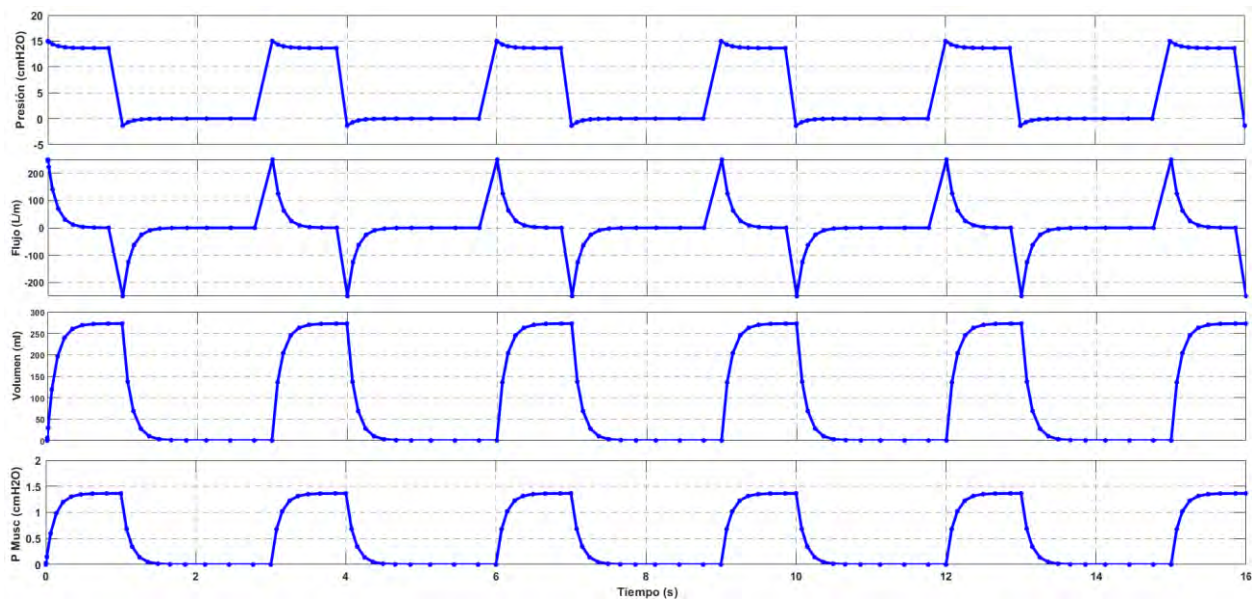


Figura 30. Representación del comportamiento de presiones, volumen y flujo respiratorio a partir del modelo matemático elástico-resistivo desarrollado en la primera simulación en Simulink-MATLAB.

4.1.2. Segunda simulación del modelo matemático

Para la segunda simulación, nos referiremos a la ecuación final desarrollada a partir de un circuito eléctrico (Ecuación 36) y ordenadamente estableceremos los valores que serán relevantes para la simulación (Tabla 6) como había sido mencionado previamente el valor de la presión predefinida a suministrar por el ventilador mecánico ($Pv_{(t)}$) será de 15 cmH₂O como amplitud en el generador de pulso y la presión positiva al final de la espiración programada por el usuario ($PEEP$) será de 6 cmH₂O. Luego le daremos el valor de 6 cmH₂O/l/s y 0.02 l/cmH₂O para la resistencia al flujo (R) y la distensibilidad pulmonar o compliance (C) respectivamente.

Tabla 6. Datos iniciales para la segunda simulación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado

$Pv_{(t)}$ (cmH ₂ O)	PEEP (cmH ₂ O)	R (cmH ₂ O/l/s)	C (l/cmH ₂ O)
15	6	9	0.02

A continuación, presentaremos el modelo matemático desarrollado (Ec. 36) en el software Simulink-MATLAB (Figura 31), para lograr los resultados gráficos de comportamiento de la presión, el volumen y flujo en el paciente, además de su presión muscular al ingreso del gas.

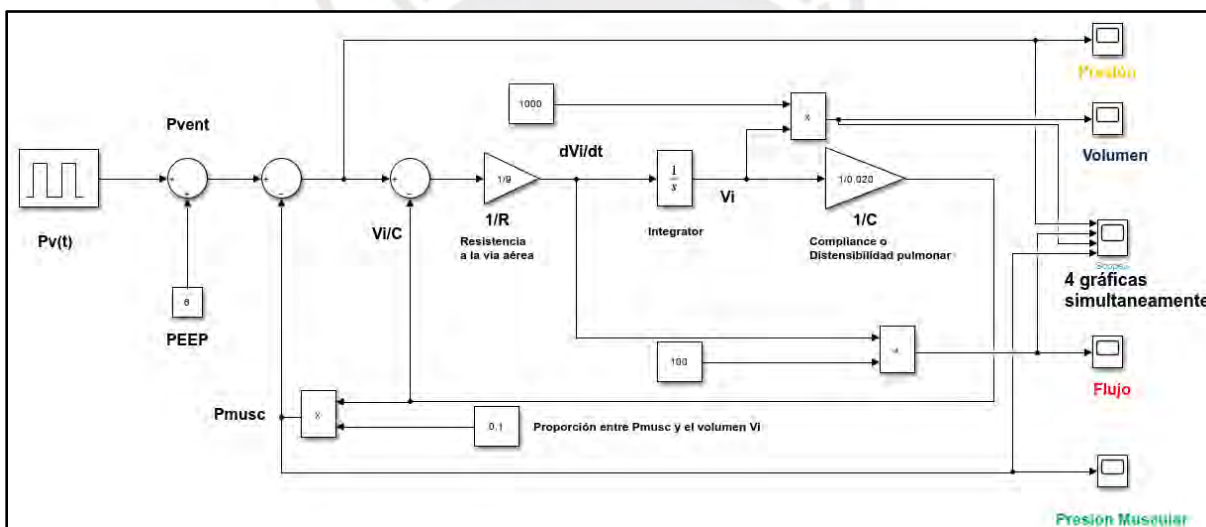


Figura 31. Representación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado para la segunda simulación en Simulink-MATLAB.

Se realizó la simulación, dando como resultado cuatro gráficas las cuales analizaremos:

Presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado

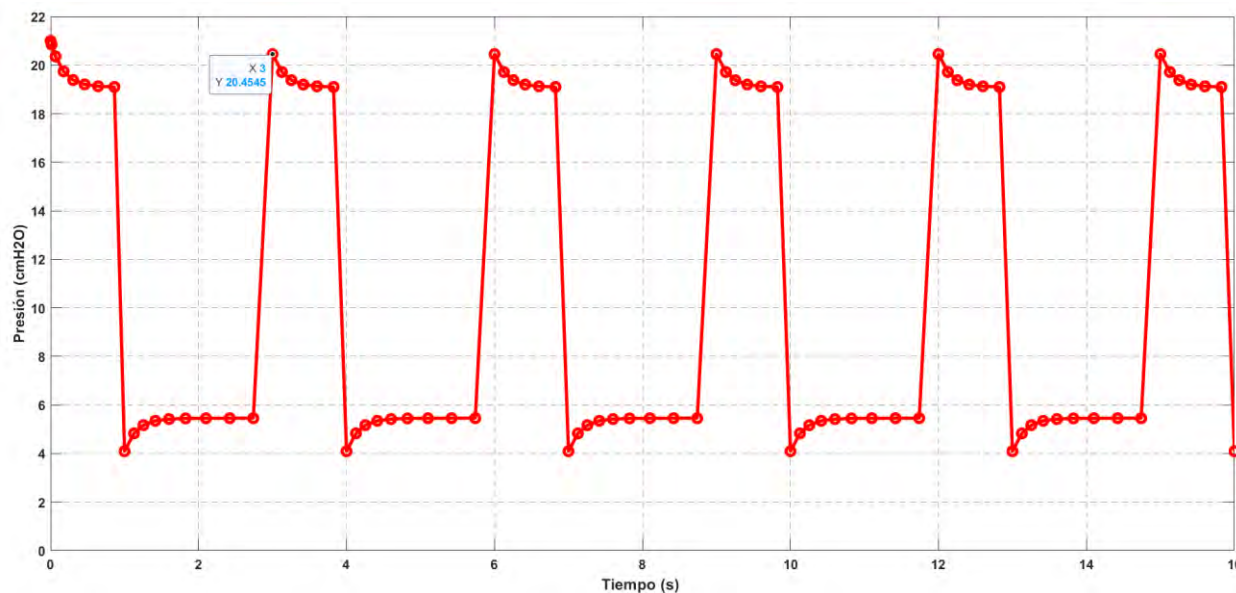


Figura 32. Representación de la presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

En la Figura 32, podemos observar la curva que representa el comportamiento de la presión del flujo del gas pasando por el sistema respiratorio del paciente con ventilación mecánica, notamos en primera instancia el PEEP en la parte inferior de la gráfica, evidenciando un aumento de presión parcial de oxígeno con el fin de abrir los alveolos y que estos no se cierran en beneficio del paciente. Este valor se aproxima a 6 cmH₂O, el cual oscila mínimamente hasta llegar a 5.5 cmH₂O debido a la presión muscular $P_{musc}(t)$.

La presión pico es de 21 cmH₂O (Figura 32) se encuentra dentro de los valores permitidos y usualmente ingresados en el ventilador mecánico para suministrar oxígeno a pacientes con insuficiencia respiratoria. La presión de gas aplicada por el ventilador para suministrar al paciente ($P_{vent}(t)$), siendo esta variable el resultado de la suma de la $Pv(t)$ y $PEEP$, se ve contrarrestada por la presión muscular que se produce sobre los pulmones $P_{musc}(t)$ que es proporcional al volumen del gas (V_i) que transita por el sistema respiratorio.

La presión meseta (P_{plat}) es aproximadamente de 19 cmH₂O (Figura 32), la cual se encuentra dentro de los valores permitidos e influye en la presión de conducción (P_{conduc}) la cual no se puede apreciar en la gráfica, pero mediante la Ec. 38 comprobamos cumple con lo establecido en la Tabla 3.

$$P_{conduc} = 21 \text{ cmH}_2\text{O} - 6 \text{ cmH}_2\text{O} = 15 \text{ cmH}_2\text{O} \quad (\text{Ec.38})$$

Volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado

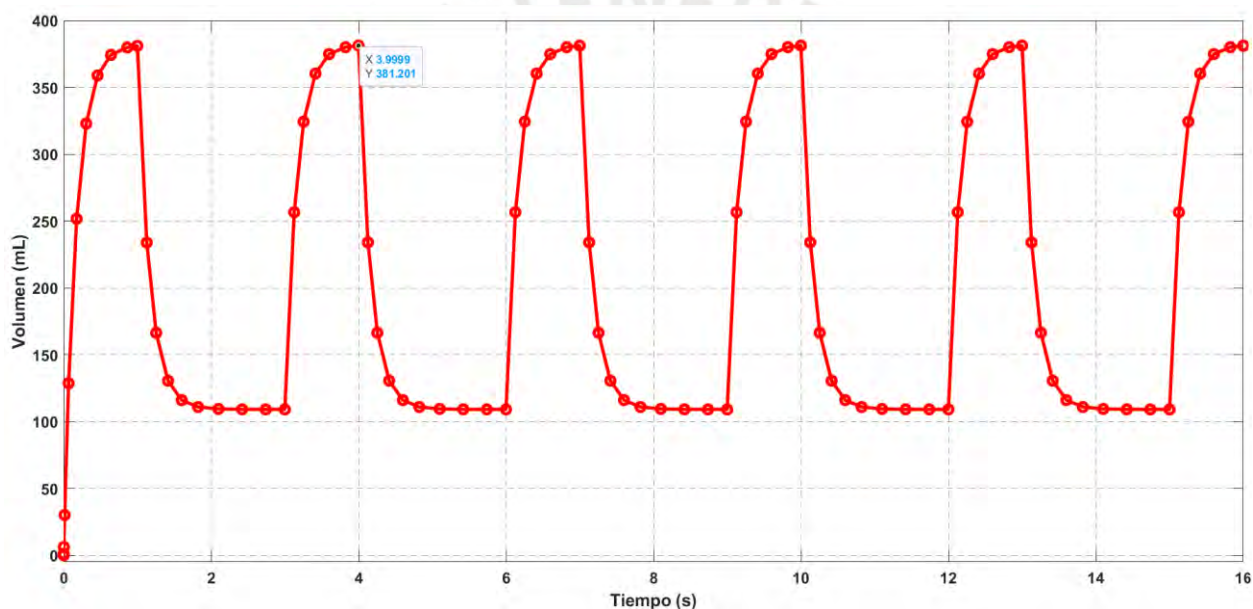


Figura 33. Representación del volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

En la Figura 33, el volumen del gas oscila entre 110 ml y 380 ml, siendo los valores más bajos cuando se produce la espiración, es decir, cuando el paciente está expulsando aire de su sistema respiratorio y cuando inicia la inspiración el paciente comienza a recibir de nuevo oxígeno incrementando el volumen que llega a los pulmones.

Flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado

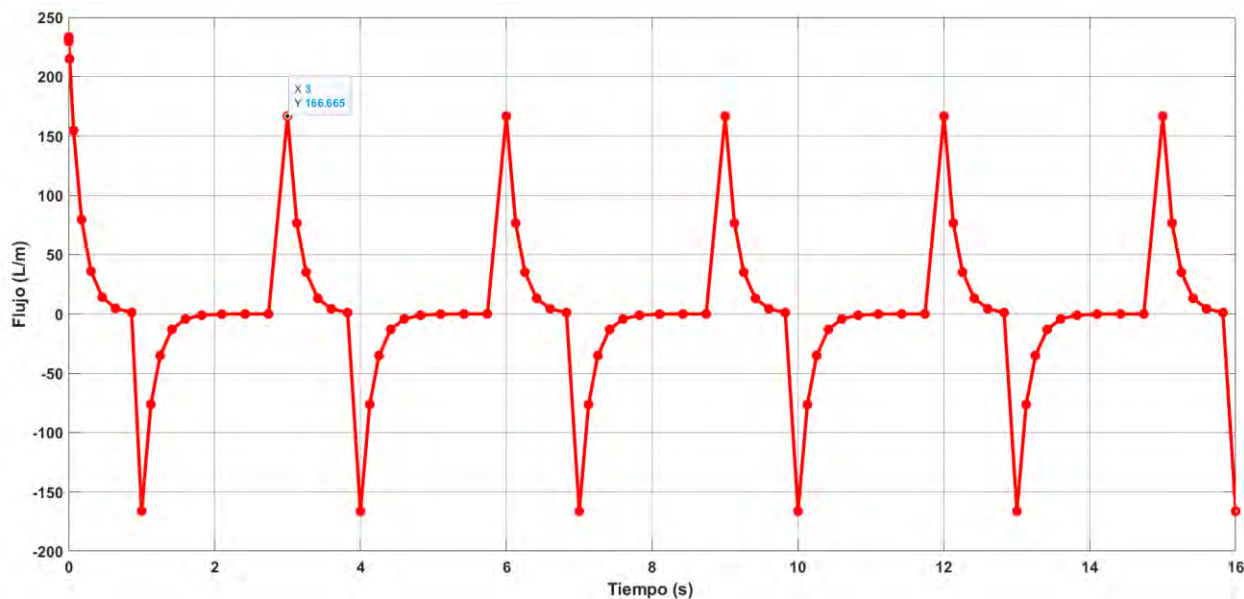


Figura 34. Representación del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

La velocidad con la que llega el gas a los pulmones se incrementa al momento de la inspiración y caso contrario al momento de la expiración, con la diferencia que la inspiración se produce en 1 segundo y la expiración es de 2 segundos (1:2) encontrándose dentro de lo usual según literatura médica.

En la Figura 34, se aprecia el comportamiento del flujo del aire durante la ventilación mecánica, con valores que oscilan entre -160 l/m y 160 l/m, reflejando la salida y la entrada del flujo en el sistema respiratorio, respectivamente.

Presión muscular producida sobre los pulmones del paciente.

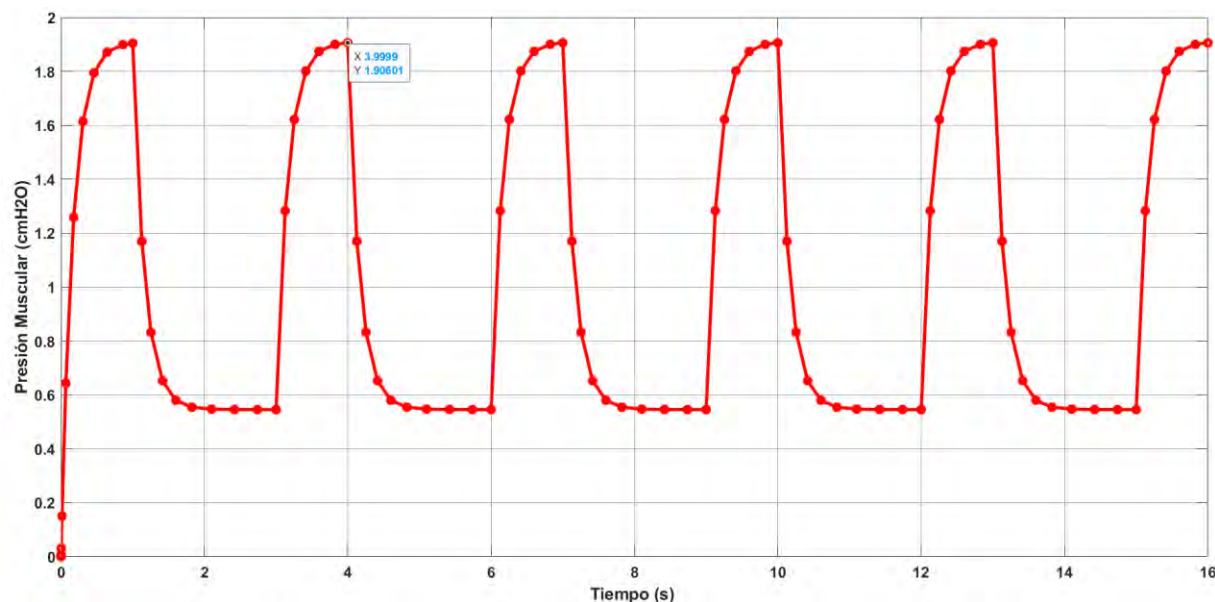


Figura 35. Representación de la presión muscular sobre los pulmones de un paciente con ventilación mecánica en Simulink-MATLAB.

En la Figura 35, la presión muscular presenta una presión baja de 1.9 cmH₂O al momento de la inspiración y esta presión se reduce aún más al momento de la espiración hasta alcanzar el valor de 0.55 cmH₂O, que es donde el pulmón expulsa el aire recibido. Esta presión $P_{musc(t)}$ influye en el comportamiento de la presión del flujo respiratorio (Figura 32) debido a que se produce mientras el paciente succiona el gas suministrado por el ventilador mecánico.

Finalmente, presentaremos un resumen de las curvas obtenidas (Figura 36) y de los valores obtenidos de la segunda simulación en la Tabla 7.

Tabla 7. Resumen de valores obtenidos de la segunda simulación del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado.

Presión (cmH₂O)	Volumen (ml)	Flujo (l/m)	Presión muscular (cmH₂O)
6 a 21	110 a 380	-160 a 160	0.55 a 1.9

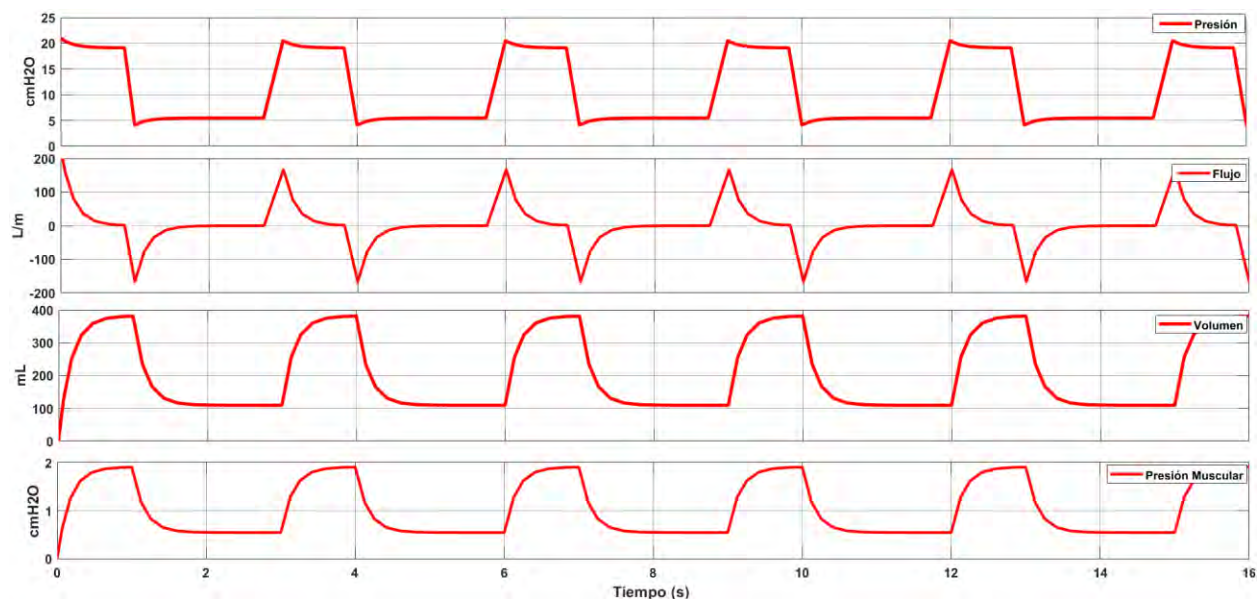


Figura 36. Representación del comportamiento de presiones, volumen y flujo respiratorio a partir del modelo matemático de circuito eléctrico desarrollado en la segunda simulación en Simulink-MATLAB.

4.1.3. Tercera simulación del modelo matemático

Para la tercera simulación, al igual que en la segunda simulación, nos referiremos a la ecuación final desarrollada a partir de un circuito eléctrico (Ecuación 36) y estableceremos los valores que serán relevantes para la simulación (Tabla 8). Al igual que en las dos anteriores simulaciones, el valor de la presión predefinida a suministrar por el ventilador mecánico ($Pv_{(t)}$) será de 15 cmH₂O como amplitud en el generador de pulso y la presión positiva al final de la espiración programada por el usuario ($PEEP$) será de 8 cmH₂O. Luego le daremos el valor de 12 cmH₂O/l/s y 0.05 l/cmH₂O para la resistencia al flujo (R) y la distensibilidad pulmonar o compliance (C) respectivamente.

Se realizó la simulación, dando como resultado cuatro gráficas las cuales analizaremos:

Presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado

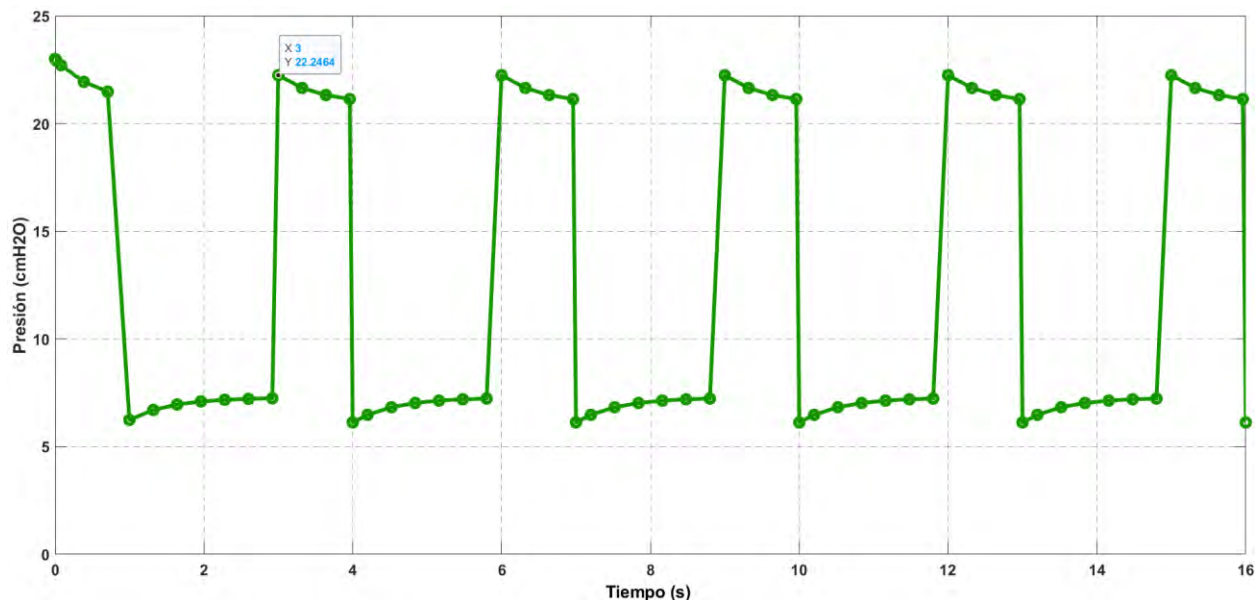


Figura 38. Representación de la presión del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

En la Figura 38, podemos observar la curva que representa el comportamiento de la presión del flujo del gas pasando por el sistema respiratorio del paciente con ventilación mecánica, notamos en primera instancia el *PEEP* en la parte inferior de la gráfica, evidenciando un aumento de presión parcial de oxígeno con el fin de abrir los alveolos y que estos no se cierren en beneficio del paciente. Este valor se aproxima a 8 cmH₂O, el cual oscila mínimamente hasta llegar 7 cmH₂O debido a la presión muscular $P_{musc(t)}$.

La presión pico es de 22 cmH₂O (Figura 38) se encuentra dentro de los valores permitidos y usualmente ingresados en el ventilador mecánico para suministrar oxígeno a pacientes con insuficiencia respiratoria y es ligeramente mayor al obtenido en la primera simulación. La presión de gas aplicada por el ventilador para suministrar al paciente ($P_{vent(t)}$), siendo esta variable el resultado de la suma de la $Pv(t)$ y *PEEP*, se ve contrarrestada por la presión muscular que se

produce sobre los pulmones $P_{musc}(t)$ que es proporcional al volumen del gas (V_i) que transita por el sistema respiratorio.

La presión meseta (P_{plat}) es aproximadamente de 21 cmH₂O (Figura 38), la cual se encuentra dentro de los valores permitidos e influye en la presión de conducción (P_{conduc}) la cual no se puede apreciar en la gráfica, pero mediante la Ec. 39 comprobamos cumple con lo establecido en la Tabla 3.

$$P_{conduc} = 21 \text{ cmH}_2\text{O} - 8 \text{ cmH}_2\text{O} = 13 \text{ cmH}_2\text{O} \quad (\text{Ec. 39})$$

Volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado

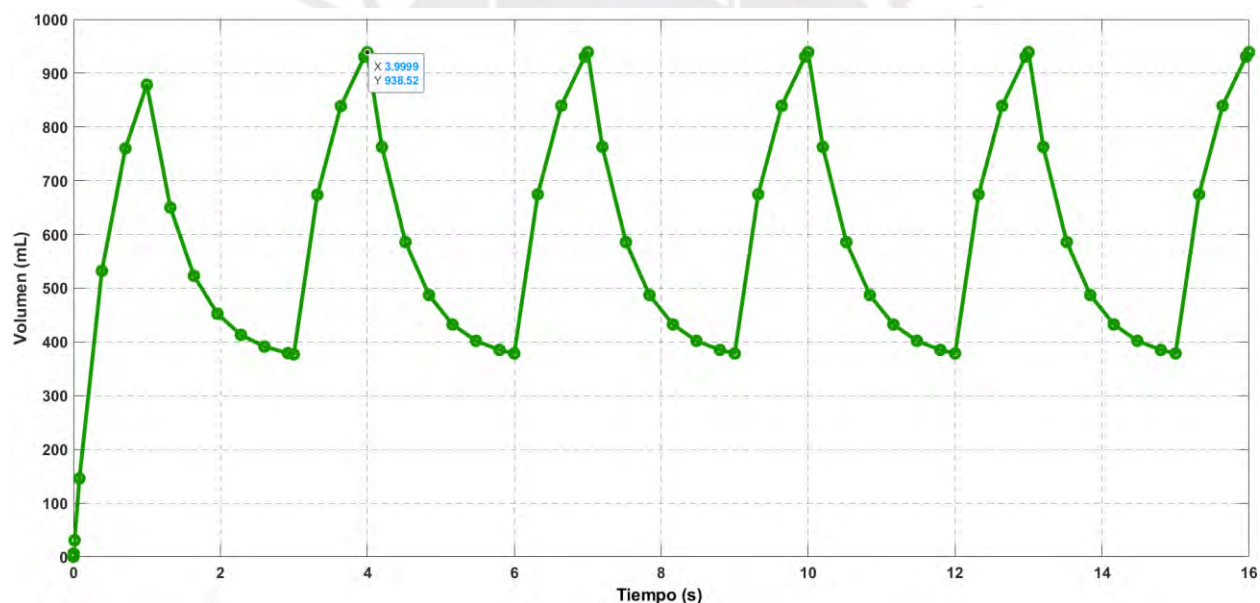


Figura 39. Representación del volumen del gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

En la Figura 39, el volumen del gas oscila entre 380 ml y 938 ml, siendo los valores más bajos cuando se produce la espiración, es decir, cuando el paciente está expulsando aire de su sistema respiratorio y cuando inicia la inspiración el paciente comienza a recibir de nuevo oxígeno incrementando el volumen que llega a los pulmones. En comparación a la segunda simulación, el

volumen de gas que transita aumenta, debido a que aumenta la resistencia al paso del flujo de aire (R) por el sistema respiratorio y se mantiene la presión muscular en los pulmones $P_{musc(t)}$ dentro de lo permitido.

Flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado

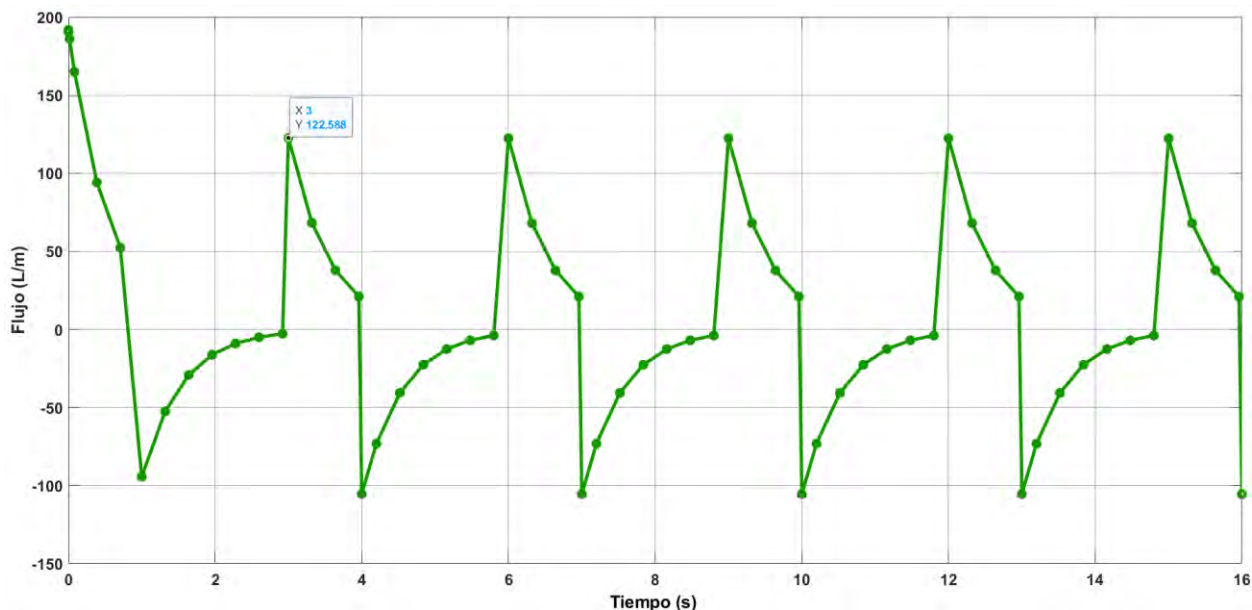


Figura 40. Representación del flujo de gas en el sistema respiratorio ventilado en Simulink-MATLAB.

La velocidad con la que llega el gas a los pulmones se incrementa al momento de la inspiración y caso contrario al momento de la espiración, con la diferencia que la inspiración se produce en 1 segundo y la espiración es de 2 segundos (1:2) encontrándose dentro de lo usual según literatura médica.

En la Figura 40, se aprecia el comportamiento del flujo del aire durante la ventilación mecánica, con valores que oscilan entre -90 L/m y 125 L/m, reflejando la salida y la entrada del flujo en el sistema respiratorio, respectivamente. En comparación con la segunda simulación, el rango entre el flujo entrante y flujo saliente es reducido, y esto se debe entre otras cosas a que se incrementó la resistencia al paso del flujo (R) de 9 cmH₂O/l/s a 12 cmH₂O/l/s.

Presión muscular producida sobre los pulmones del paciente.

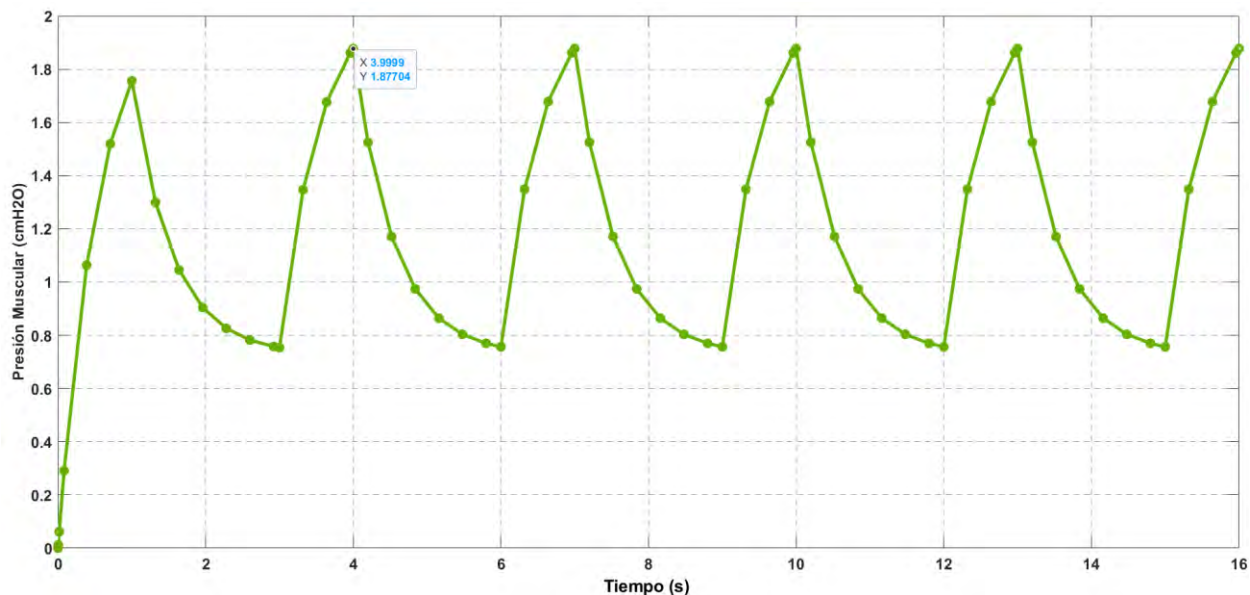


Figura 41. Representación de la presión muscular sobre los pulmones de un paciente con ventilación mecánica en Simulink-MATLAB.

En la Figura 41, la presión muscular resulta ser similar a la obtenida en la primera simulación, presenta una presión baja de 1.9 cmH₂O al momento de la inspiración y esta presión se reduce aún más al momento de la espiración que es donde el pulmón expulsa el aire recibido. Esta presión $P_{musc(t)}$ influye en el comportamiento de la presión del flujo respiratorio (Figura 38) debido a que se produce mientras el paciente succiona el gas suministrado por el ventilador mecánico. A diferencia de lo obtenido en la primera simulación, la presión muscular disminuye menos en el momento de la espiración, a un valor de 0.8 cmH₂O aproximadamente.

Finalmente, presentaremos un resumen de los resultados obtenidos de la tercera simulación en la Figura 42 y en la Tabla 9.

Tabla 9. Resumen de valores obtenidos de la tercera simulación del modelo matemático de un circuito eléctrico desarrollado.

Presión (cmH ₂ O)	Volumen (ml)	Flujo (l/m)	Presión muscular (cmH ₂ O)
8 a 22	380 a 938	-90 a 125	0.8 a 1.9

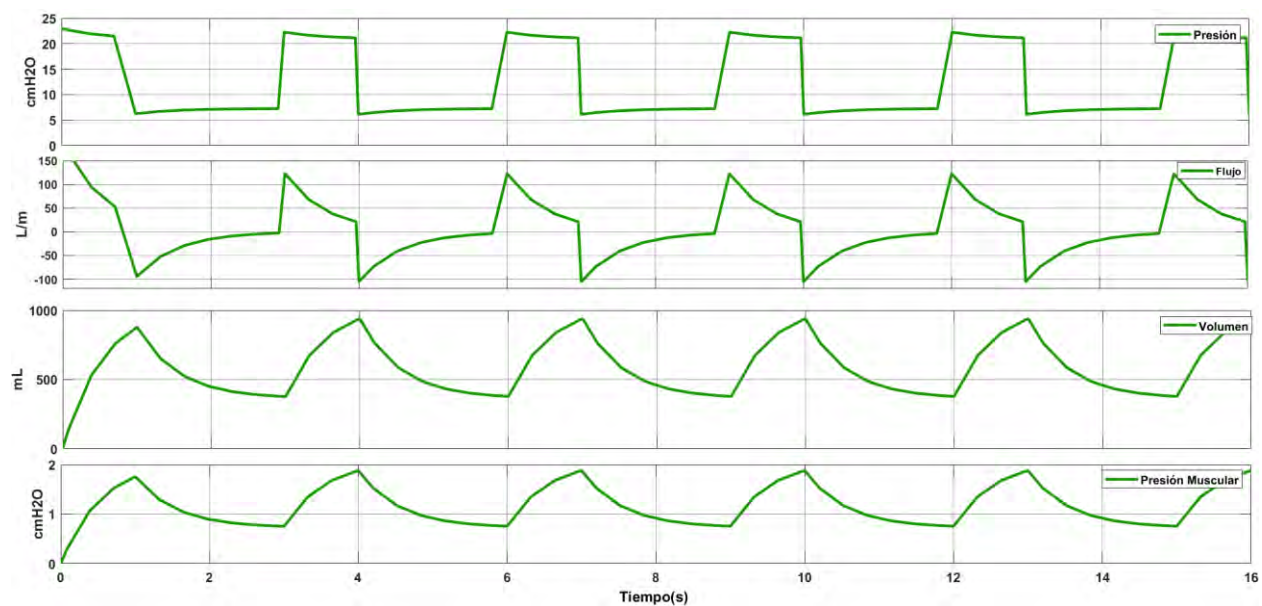


Figura 42. Representación del comportamiento de presiones, volumen y flujo respiratorio a partir del modelo matemático desarrollado en la tercera simulación en Simulink-MATLAB.

mencionado Al-Naggar) y cuenta con una resistencia y una capacitancia en representación de ambos pulmones de la persona y así evaluar el comportamiento de la presión pulmonar, flujo de aire, volumen pulmonar y, adicionalmente, la presión muscular al momento del ingreso por la garganta. Los valores otorgados para las variables de la PEEP, $Pv(t)$, $V(t)$, R y C son similares a los de Al Naggar y están dentro de los parámetros de la literatura médica (Tabla 3).

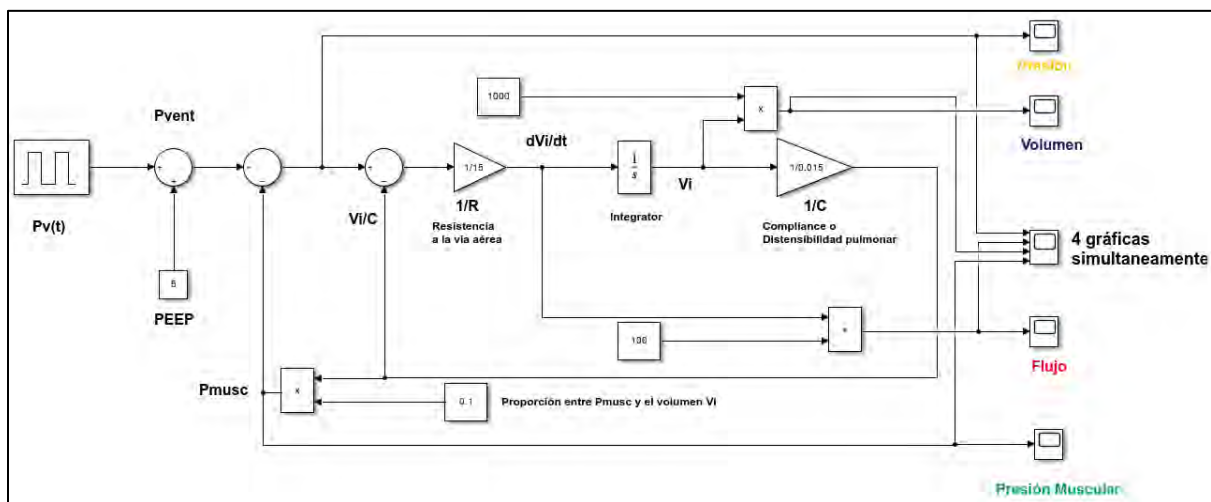


Figura 43. Representación del diagrama de bloques en la plataforma Simulink-Matlab a partir del modelo desarrollado en la presente tesis.

Tabla 11. Valores otorgados por el autor de esta tesis para la simulación del modelo unicompartimental

$Pv(t)$ (cmH ₂ O)	PEEP (cmH ₂ O)	R (cmH ₂ O/l/s)	C (l/cmH ₂ O)	Ratio (I:E)
25	5	15	0.015	1:2

5.3. Simulación del modelo multicompartimental de Al – Naggar

El resultado del estudio por parte de Al-Naggar muestran el comportamiento de la presión pulmonar, el flujo del aire entrando por los pulmones y el volumen contenido en los pulmones del sistema respiratorio durante la ventilación mecánica con los parámetros de la literatura médica para los valores que se le otorgo a las variables respiratorias mencionadas la PEEP, $Pv(t)$, $V(t)$, R y C. La forma de la gráfica de la presión es de forma rectangular (geométrica) alcanzando la

presión meseta de 30 cmH₂O en el momento máximo de la aspiración siendo la presión PEEP la que se le otorgó de 5 cmH₂O. Se logra observar que el valor máximo negativo del flujo (-150 l/m) al momento final de la inspiración, cambiando a positivo el flujo al iniciar la espiración y alcanza el valor máximo en el momento final de la espiración (+150 l/m). El comportamiento del volumen de aire al ingresar y salir de los pulmones llega alcanzar un valor máximo de 500 ml en el momento final de la inspiración, siendo el valor mínimo de aire en los pulmones 100 ml debido al factor constante este volumen por la PEEP otorgado.

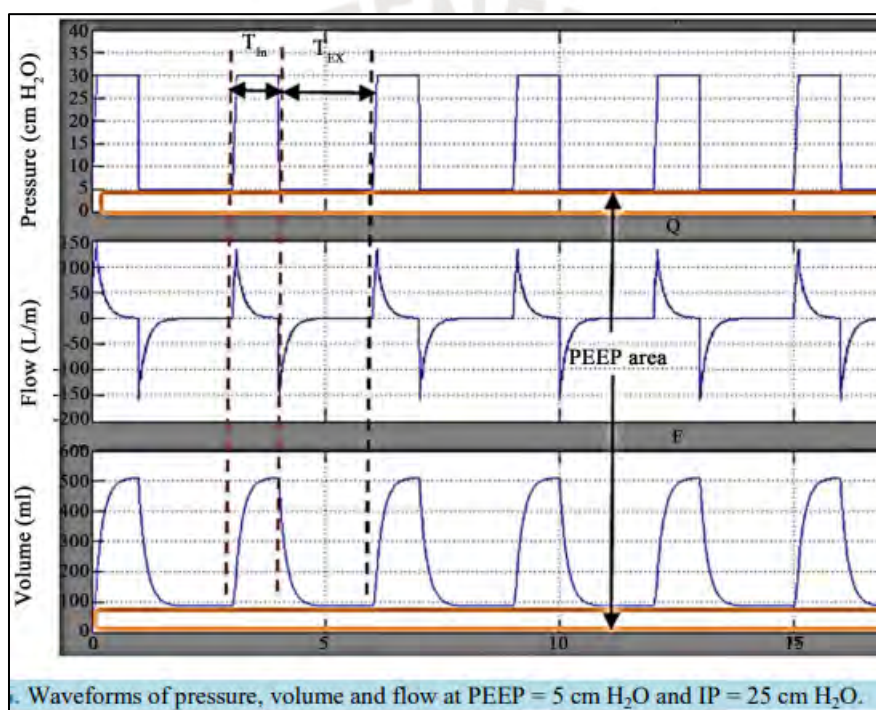


Figura 44. Simulación del modelo multicompartimental: Curvas de presión, volumen y flujo a PEEP=5 cmH₂O e IP= 25cmH₂O.
Fuente: Al-Naggar (2015).

5.4. Simulación del modelo unicompartimental desarrollado en la presente tesis

El modelo elaborado en la presente tesis busca llegar a similares valores y formas de gráficas que representan el comportamiento de las variables respiratorias (presión pulmonar, flujo de aire y volumen pulmonar) en el sistema respiratorio en un paciente con las condiciones mencionadas párrafos antes.

La presión al momento de la distención pulmonar (Figura 45) llega a alcanzar el valor máximo de 30 cmH₂O en el momento final de la inhalación, siendo el valor de la presión meseta de 29 cmH₂O aproximadamente, e inicia la disminución de presión al mismo tiempo que inicia la espiración hasta 5 cmH₂O que es el valor otorgado de la PEEP para luego repetir el ciclo.

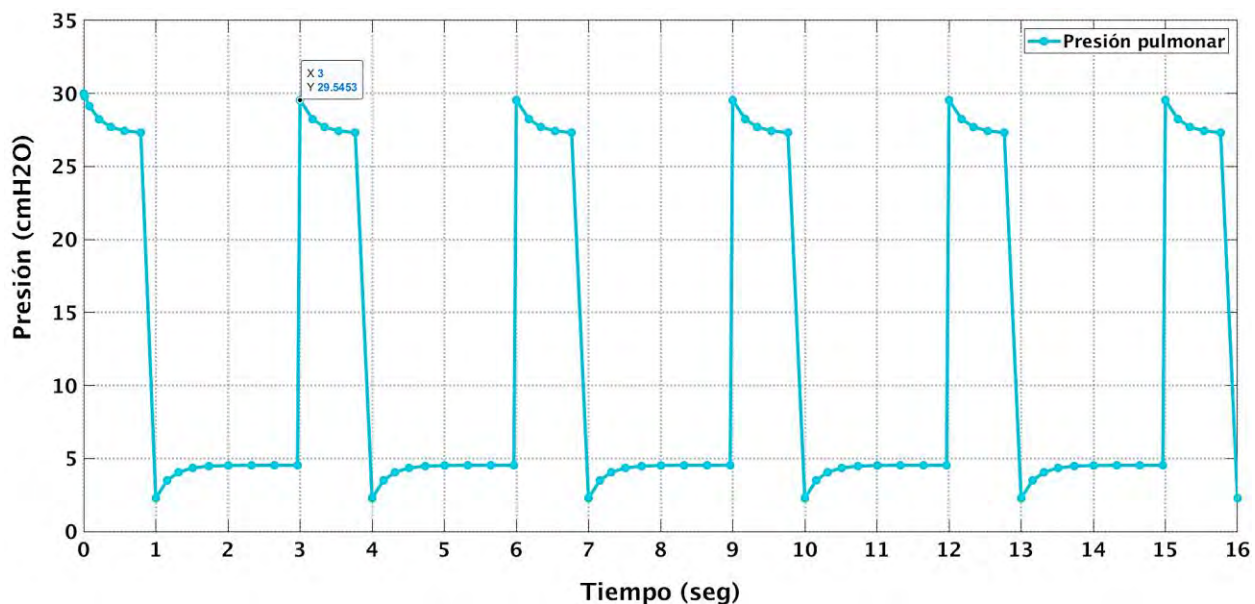


Figura 45. Representación gráfica del comportamiento de la presión al momento de la distención pulmonar.

Las curvas de la presión pulmonar resultado de la simulación del modelo de Al – Naggar (Figura 44) y del modelo elaborado en la presente tesis (Figura 45) son similares en sus formas, en su valor máximo y mínimo, en su valor de presión meseta y en la PEEP.

El flujo del aire al ingresar y salir del sistema respiratorio llega a alcanzar el valor máximo de 165 l/m al momento de concluir la espiración y el valor mínimo de -165 l/m al momento de finalizar la inspiración. Las características de las curvas en las gráficas de las simulaciones del modelo de Al- Naggar y del modelo elaborado en la presente tesis son similares. Los valores del punto máximo y mínimo son lo mismo debido a que es la misma cantidad de aire que ingresa y sale, recorren la misma distancia, pero no en el mismo tiempo.

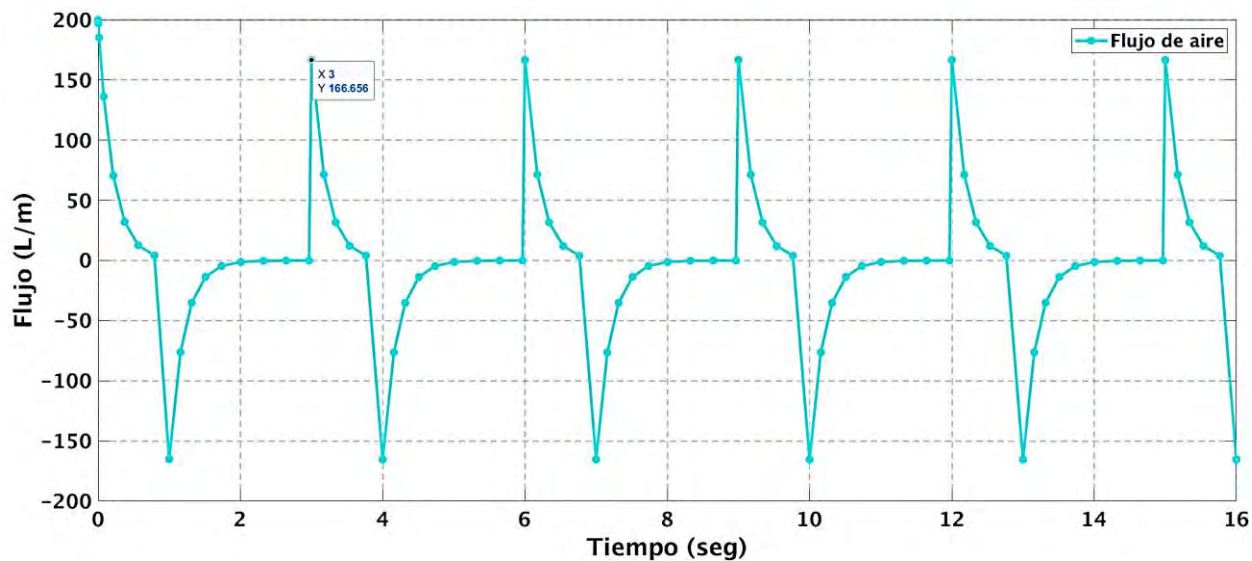


Figura 46. Representación gráfica del comportamiento del flujo del aire al momento de la inspiración y expiración.

El volumen que ingresa y sale de los pulmones llega a alcanzar el valor máximo de 406 ml en el momento final de la inspiración y el valor mínimo de 70 ml llega a alcanzarlo durante la parte final de la expiración. No llega a reducirse totalmente debido a la PEEP que es una presión constante del aire que se mantiene en los pulmones.

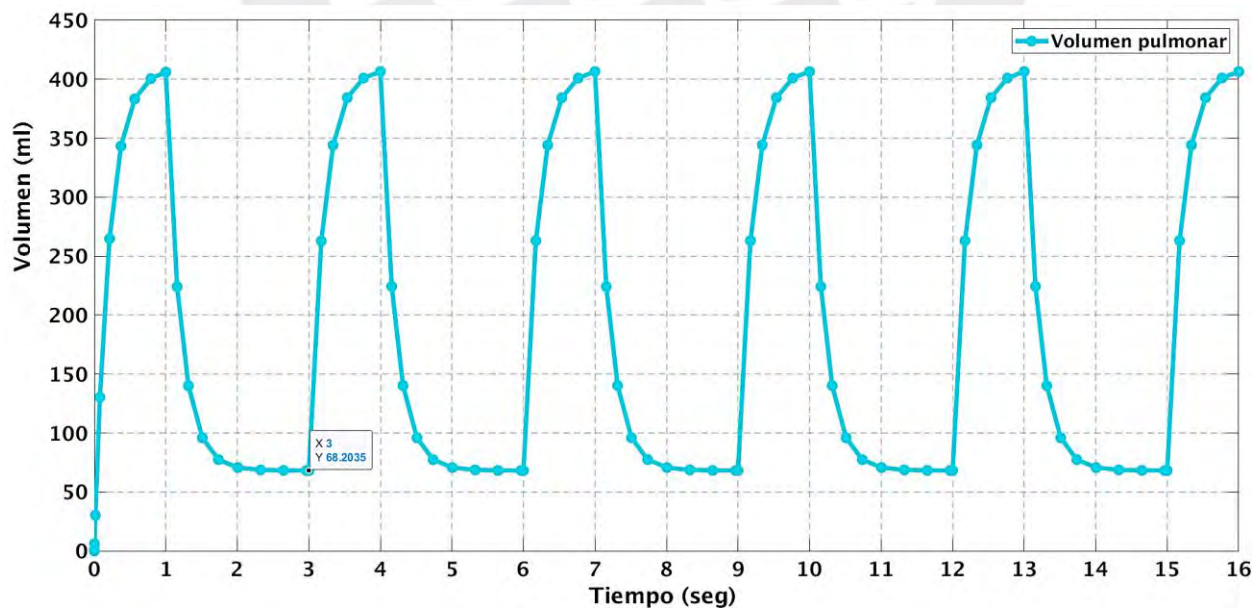


Figura 47. Representación gráfica del volumen pulmonar al momento de la inspiración y expiración.

Las simulaciones de Al Naggar y de la presente tesis (Figura 47) tienen forma de curvas parabólicas y representan el volumen ocupado por el aire mientras permanecen en los pulmones. Ambas gráficas se mantienen en el mismo rango de valores en el ciclo respiratorio; así mismo, es característico en un adulto sano con un ventilador mecánico de presión controlada llega a alcanzar el volumen pulmonar entre 400 y 500 ml (“Modelling and Simulation of Pressure Controlled Mechanical Ventilation System”, Al – Naggar, 2015).

Al contrastar las simulaciones de los modelos de la presente tesis y Al – Naggar, las gráficas de las variables de presión alveolar o pulmonar, el flujo de aire circulatorio y el volumen de distensibilidad pulmonar se concluye que las gráficas tienen un alto grado de similitud en forma y valores; a pesar partir de un modelo con un solo compartimento y otro modelo multicompartimental. A continuación, se presentará una simulación de la variable presión muscular que interviene en el proceso de ventilación mecánica en un paciente anestesiado; esta es una variable que nos dará más conocimiento de lo que sucede al momento de la inspiración y espiración.

La presión muscular interna ($P_{musc(t)}$), es la presión ejercida por los músculos respiratorios durante la ventilación mecánica espontánea (la acción de los músculos respiratorios, que provocan la expansión y comprensión cíclica de la cavidad torácica) y según literatura médica esta presión representa aproximadamente el 10% del cociente entre el volumen pulmonar y la distensibilidad pulmonar.

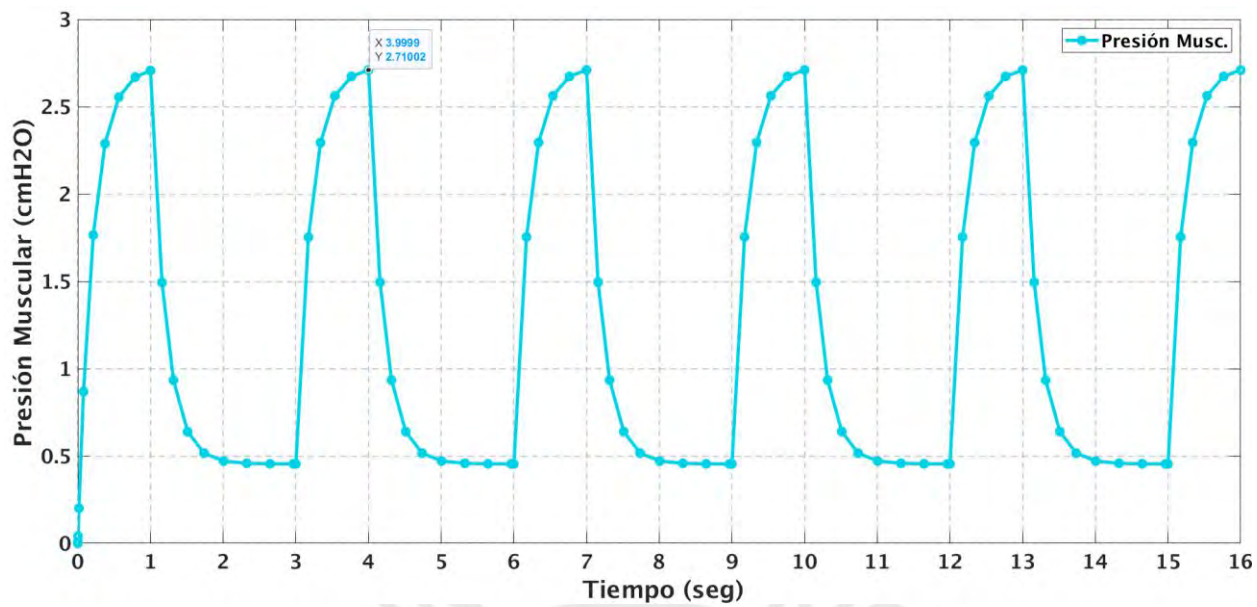


Figura 48. Representación gráfica de la presión pleural al momento de la inspiración y espiración.

La curva parabólica en la (Figura 48) tiene un punto máximo de 2.7 cmH₂O al fin de la inspiración y un punto mínimo de 0.4 cmH₂O debido al valor otorgado de la PEEP hasta que concluya la espiración.

CONCLUSIONES

- Al estudiar la literatura médica sobre el comportamiento del paciente con la COVID-19 durante la ventilación mecánica, pudimos comprender la importancia de establecer un intervalo de valores para diferentes variables respiratorias (Tabla 3), como la presión en el sistema respiratorio, el volumen que alcanza el gas en los pulmones y la resistencia al flujo circulante, entre otras, durante las fases del ciclo ventilatorio. Todo esto se realiza con el fin de asegurar que el paciente reciba adecuadamente la ventilación y satisfaga sus necesidades fisiológicas sin dañar los pulmones.
- Entre los modelos precedentes de los últimos 15 años, encontramos modelos análogos a circuitos eléctricos y a circuitos elástico-resistivos equivalentes al sistema respiratorio ventilado, como por ejemplo el modelo de M. Addiego (2006) y el de Jörn Kretschmer *et al.* (2011), respectivamente. Los modelos estudiados presentan una gran cantidad de variables en sus respectivos circuitos o, por el contrario, carecen de ellas, lo que incrementa su complejidad. Proporcionalmente, se incrementa la dificultad en la elaboración de estos modelos para cualquier software de simulación gráfica. Por otro lado, el modelo de Al Naggar (2015) nos presenta un reto debido a que sí realiza simulaciones de presión, volumen y flujo, a diferencia de los demás modelos estudiados.
- Se comprobó que, partiendo de modelos matemáticos distintos, se puede llegar a la misma ecuación diferencial simplificada. Aplicando la ley de gases ideales y la ecuación de flujo laminar del aire, se desarrolló una ecuación (Ec. 12) que describe el comportamiento del flujo circulante en el sistema respiratorio basado en un modelo elástico-resistivo. En este modelo, asumimos el flujo como un gas ideal que ingresa a un contenedor rígido con un plato móvil con resorte. Por otro lado, se logró una ecuación diferencial final similar, pero basada en un modelo de circuito

eléctrico. En este caso, asumimos el flujo circulante como una carga eléctrica que transita por dicho circuito y aplicamos fórmulas matemáticas como la Ley de Kirchhoff y la Ley de Ohm. Estas ecuaciones idénticas cuentan con las mismas variables respiratorias principales, como la resistencia, el volumen y la presión pleural, entre otras, pero representadas con la simbología respectiva de cada modelo.

- Tras representar la ecuación diferencial desarrollada en la presente tesis como diagrama de bloques en el software Simulink/Matlab, se simuló el comportamiento de la presión pulmonar, la presión pleural, el volumen y el flujo de gas que circula por el sistema respiratorio con ventilación mecánica en un paciente con COVID-19. Los resultados gráficos de todas las variables mencionadas alcanzaron valores y formas de curvas muy similares a los resultados gráficos de las mismas variables respiratorias del modelo del autor Al-Naggar. Por ejemplo, en el momento de la inspiración (1 segundo), los valores de la presión meseta (P_{plat}) que alcanza en nuestra representación de presión pulmonar se mantienen en 27 cmH₂O (Figura 45) y 30 cmH₂O en la gráfica del autor Al-Naggar (Figura 44). Estos valores están en relación con los valores del volumen total máximo que ingresan a los pulmones, que son de 400 ml (Figura 47) y 500 ml, respectivamente, según la gráfica de volumen pulmonar. Cabe añadir que estos valores se encuentran dentro de los parámetros de protección pulmonar ($P_{plat} \leq 30$ y $390 \leq V \leq 780$, respectivamente). Por otro lado, algunas ventajas notorias son el menor nivel de complejidad en el desarrollo del diagrama de bloques en Simulink, lo que facilita su entendimiento en comparación con el elaborado por Al-Naggar (Figura 42 y Figura 43). Asimismo, añadimos el resultado gráfico de la simulación del comportamiento de la presión pleural (P_{musc}) (Figura 48), lo cual no fue considerado en el modelo de Al-Naggar. Por otro lado, una similitud entre los modelos es la inclusión de la PEEP, cuyo valor de ingreso asignado se mantiene en 5 cmH₂O en

ambas gráficas de presión, con el fin de acercarnos lo más posible a la ventilación mecánica actual. A continuación, se puede apreciar una comparación entre los valores resultantes de las simulaciones realizadas en la tabla 12.

Tabla 12. Tabla de comparación de resultados de las simulaciones entre el modelo desarrollado en la presente tesis y el modelo de Al-Naggar (2015)

Variable Respiratoria	Unidades	Intervalo de Protección Pulmonar	Simulación en Tesis	Simulación Al-Naggar (2015)
P_{vent}	cmH ₂ O	$15 \leq P_{vent} \leq 40$	25	25
$PEEP$	cmH ₂ O	$5 \leq PEEP \leq 12$	5	5
$I:E$		1:2 ó 1:3	1:2	1:2
P_{plat}	cmH ₂ O	$P_{plat} \leq 30$	27	30
<i>Volumen (máx)</i>	ml	$390 \leq V \leq 780$	400	500
<i>Flujo</i>	l/m	---	-165 a 165	-150 a 150
P_{musc}	cmH ₂ O	---	0.4 a 2.7	---

RECOMENDACIONES

- Concientizar a los futuros estudiantes y promover el aporte a la producción de la tecnología médica, como los dispositivos médicos de monitoreo o medición de variables respiratorias y ventiladores mecánicos automáticos. Las ingenierías biomédica, mecánica, mecatrónica, entre otras, podrán tomar la presente investigación para la implementación de equipos de monitoreo de comportamiento de variables respiratorias mucho más prácticos y asequibles en centros de salud, clínicas y hospitales con menores recursos económicos. Asimismo, en un futuro se podrán implementar equipos de monitoreo residenciales con solo contar con una computadora.
- Las tecnologías emergentes para los estudiantes, como la inteligencia artificial, la realidad virtual y el aprendizaje automático (machine learning), en este caso, son el medio por el cual se puede promover esta y otras investigaciones referentes al monitoreo y diagnóstico del comportamiento respiratorio de los pacientes con enfermedades pulmonares, debido a que estas se están volviendo cada vez más frecuentes en las escuelas y universidades.
- El presente documento de tesis incentiva el diálogo y la colaboración conjunta entre ingenieros y doctores, quienes mediante el modelo desarrollado podrán determinar la actualización de parámetros de protección pulmonar en pacientes con insuficiencia respiratoria de cualquier nivel. Por parte de la ingeniería, se podrá tomar en cuenta el desarrollo y simulación de ecuaciones diferenciales para distintas enfermedades pulmonares, y los doctores se encargarán de la actualización constante a través del tiempo de los parámetros de protección pulmonar según sus respectivas investigaciones médicas.

BIBLIOGRAFÍA

- Ronald W. Jodat, James D. Horgan, Ramon L. Lange. (1966). Simulation of respiratory mechanics. *Biophysical Journal*, 773-785.
- Golden, J. F., Clark, J. W., & Stevens, P. M. (1973). Mathematical modeling of pulmonary airway dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, (6), 397-404.
- Tawhai, M. H., & Ben-Tal, A. (2004). Multiscale modeling for the lung physiome. *Cardiovascular Engineering: An International Journal*, 4(1), 19-26.
- Patiño, J. F., Restrepo, J. F. P., & Rodríguez, E. C. (2005). *Gases sanguíneos, fisiología de la respiración e insuficiencia respiratoria aguda*. Ed. Médica Panamericana.
- Addiego, M. (2006). Modelo Visco elástico de la mecánica respiratoria. In *Monografía vinculada a la conferencia del Prof. Dr. Walter Zin "Vico elasticidad de tejido pulmonar en modelos patológicos* (Vol. 4).
- Limei Cheng, Olga Ivanova, Hsing-Hua Fan, and Michael C K Khoo. (2010). An integrative model of respiratory and cardiovascular control in sleep-disordered breathing. *Resp Physiol Neurobi*.
- Carvalho, A. R., & Zin, W. A. (2011). Respiratory system dynamical mechanical properties: modeling in time and frequency domain. *Biophysical reviews*, 3(2), 71-84.
- Sánchez P., G., & Luengas C., L. (2011). Aplicación del modelo RC en sistemas biológicos (mecánica ventilatoria). *INVENTUM*, 6(10), 16-23.
- Kretschmer, J., Wahl, A., & Möller, K. (2011). Dynamically generated models for medical decision support systems. *Computers in biology and medicine*, 41(10), 899-907.
- Muñoz, F. G. (2011). Ventilación mecánica. *Acta Médica Peruana*, 28(2), 87-104.
- Correger, E., Murias, G., Chacon, E., Estruga, A., Sales, B., Lopez-Aguilar, J. & Blanch, L. (2012). Interpretación de las curvas del respirador en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda. *Medicina intensiva*, 36(4), 294-306.
- Redlarski, G., & Jaworski, J. (2013). A new approach to modeling of selected human respiratory system diseases, directed to computer simulations. *Computers in Biology and Medicine*, 43(10), 1606-1613.
- Al-Naggar, N. Q. (2015). Modelling and simulation of pressure controlled mechanical ventilation system. *Journal of Biomedical Science and Engineering*, 8(10), 707.

- Al-Naggar, N. Q., Al-Hetari, H. Y., & Al-Akwaa, F. M. (2016). Simulation of mathematical model for lung and mechanical ventilation. *Journal of Science and Technology*, 21(1).
- Sánchez-Aguilar, A. G., & Villarreal-Aguilera, N. G. (2017). Análisis del Flujo Respiratorio de un Paciente con Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño (SAOS) Mediante el Análogo Eléctrico RC del Compartimento Pulmonar. *Memorias Del Congreso Nacional De Ingeniería Biomédica*, 4(1), 87–90.
- Riva, D. A., Evangelista, C. A., Puleston, P. F., & Madorno. (2018). M. MODELADO E IDENTIFICACION NO LINEAL DE LA MECANICA PULMONAR.
- Higueta, L. Y. S., Villanueva, M. Á. M., & Valdivieso, A. M. H. (2018). *Modelado dinámico del sistema respiratorio ante incrementos de demanda ventilatoria, enfermedades pulmonares y ventilación mecánica asistida* (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de Catalunya).
- Al-Hetari, H. Y., Kabir, M. N., Al-Rumaima, M. A., Al-Naggar, N. Q., Alginahi, Y. M., & Hasan, M. M. (2020, June). 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)* (pp. 135-140).
- Ramos, Matias & Placenti, Alejandro & Pérez, Gabriela. (2020). Ventilación mecánica compartida: ¿Una herramienta fútil o una estrategia aceptable para superar la crisis? *Revista Chilena de Anestesia*. 49. 348-355.
- Bravo Díaz, A. G., Rodríguez Scarpetta, M. A., Libreros Arciniegas, M. & Bravo Díaz, J. J. (2020). Abordaje del paciente adulto crítico con covid-19: Perspectiva desde la fisioterapia. *Movimiento Científico*.
- Ramírez, E. M., México, C. A. C., Respiratoria, D. P. T., Perilla, M. C., Respiratoria, T., Beltrán, U. M., & Santo Tomás, U. (2020). Estrategias de protección pulmonar en pacientes con COVID-19 y monitoria de la ventilación mecánica.
- Monares-Zepeda, E., Guerrero-Gutiérrez, M. A., Meneses-Olguín, C., & Palacios-Chavarría, A. (2020). Recomendaciones COVID-19: ventilación mecánica en anestesia. Lo que un intensivista tiene que contarle a un anesthesiólogo. *Revista Mexicana de*, 130.