

MODELO MATEMÁTICO EN MATLAB DE PARÁMETROS VENTILATORIOS PARA SIMULAR LAS ONDAS DE PRESIÓN, FLUJO Y VOLUMEN EN LOS MODOS CONTROLADOS POR PRESIÓN Y VOLUMEN

MATHEMATICAL MODEL IN MATLAB OF VENTILATORY PARAMETERS TO SIMULATE PRESSURE, FLOW, AND VOLUME WAVES IN PRESSURE-CONTROLLED AND VOLUME-CONTROLLED MODES

David Castillo-Vilcatoma^{1*}, Luis Pujay-Mateo¹, Luis Parvina-Melgar²

¹Centro de Tecnologías de Información y Comunicaciones, Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú

²UCI EsSalud, Hospital Nacional Edgardo Rebagliati Martins, Lima, Perú

Recibido (Received): 13/10/2022 Publicado (Published): 20/12/2023

RESUMEN

Hoy en día las personas que presentan insuficiencia respiratoria aguda y que no responden a tratamientos no invasivos, requieren ventilación mecánica. Esto se vio incrementado en la pandemia del COVID 19, en donde los gobiernos y empresas incrementaron la producción, investigación de ventiladores mecánicos. Una etapa importante para el desarrollo de un dispositivo médico es su simulación. El presente artículo muestra el procedimiento necesario para modelar matemáticamente ondas de volumen, flujo y presión en el modo ventilación mandataria continúa controlada por presión (PC-CMV) y el modo ventilación mandataria continúa controlado por volumen (VC-CMV). Para su desarrollo se tomaron en cuenta los parámetros de entrada como la compliance, resistencia, frecuencia respiratoria, tiempo inspiratorio, tiempo espiratorio, tiempo pausa, presión final de espiración positiva (PEEP), presión inspiratoria pico (PIP) y volumen tidal para su simulación en el software Matlab y obtención de parámetros ventilatorios en el modo PC-CMV y VC-CMV.

Palabras Clave: Modo ventilatorio, presión, volumen, flujo, simulación

ABSTRACT

Nowadays, individuals experiencing acute respiratory failure and not responding to non-invasive treatments require mechanical ventilation. This need has increased during the COVID-19 pandemic, where governments and companies have escalated the production and research of mechanical ventilators. An essential stage in the development of a medical device is its simulation. This article outlines the necessary procedure for mathematically modeling volume, flow, and pressure waves in both Pressure-Controlled Continuous Mandatory Ventilation (PC-CMV) and Volume-Controlled Continuous Mandatory Ventilation (VC-CMV) modes. The development takes into account input parameters such as compliance, resistance, respiratory frequency, inspiratory time, expiratory time, pause time, positive end-expiratory pressure (PEEP), peak inspiratory pressure (PIP), and tidal volume for simulation using Matlab software. This process aims to obtain ventilatory parameters in both PC-CMV and VC-CMV modes.

Keywords: respiratory mode, pressure, volume, flow, Compliance, simulation, endurance

1. INTRODUCCIÓN

El sistema respiratorio es un diseño complejo que desempeña una serie de funciones. El más importante es el suministro de aire inspirado y el transporte de este

hacia las regiones donde ocurre el intercambio gaseoso de oxígeno y dióxido de carbono [1]. Este sistema complejo consta de tres secciones fisiológicas (tracto respiratorio superior, región traqueo bronquial y región alveolar) permitiendo la respiración [2].

Las personas que sufren síndrome de dificultad respiratoria aguda, causada por un edema pulmonar

* Corresponding author.:

E-mail: david.castillo.v@uni.edu.pe

bilateral o por la aparición aguda de hipoxemia tienen la necesidad de usar ventilación mecánica [3][4]. Existen una gran variedad de enfermedades respiratorias como asma, bronquitis crónicas que pueden empeorar con el consumo de drogas, tabaquismo, inactividad física, sobrepeso como también la contaminación del aire ocupacional [5]. Existen virus que son agentes causales de enfermedades respiratorias como la influenza, el Bocavirus, Metapneumovirus, adenovirus, rinovirus, virus sincitial, SARS que tiene un impacto significativo en la mortalidad y morbilidad en todo el mundo [6]. Se sabe que los coronavirus presentan un alto riesgo de pandemia, en diciembre de 2019 en Wuhan, China, se conoció el noveno coronavirus que afecta a humanos y el séptimo en ser documentado [7][8][9]. Los síntomas más comunes en pacientes con COVID-19 incluyen: Fiebre 81,2% (IC 95%: 77,9-84,4); Tos: 58,5% (IC 95%: 54,2-62,8); Fatiga 38,5% (IC 95%: 30,6-45,3); Disnea: 26,1% (IC 95%: 20,4-31,8); y el Espujo: 25,8% (IC 95%: 21,1-30,4) [10].

Según la OMS para pacientes con insuficiencia respiratoria hipoxémica progresiva que no responde a oxigenoterapia convencional requiere intubación y soporte ventilatorio, se recomienda volúmenes corrientes bajos de 4-8 ml/kg de peso con presión meseta < 30 cmH₂O, con presión positiva al final de la espiración (PEEP) individualizada [11]. La ventilación mecánica controlada se basa en la aplicación de una presión positiva en las vías respiratorias que impulsa el gas hacia los pulmones, y el gradiente transpulmonar positivo depende de un aumento de la presión alveolar y del movimiento pasivo de la pared torácica. Los parámetros fundamentales del ventilador que se pueden controlar son la presión y el flujo de las vías respiratorias y su sincronización, que deben coincidir con la resistencia y la elastancia del sistema respiratorio del paciente (inverso de la distensibilidad). En cada momento durante la inspiración, la presión de las vías respiratorias está determinada por la ecuación de movimiento y es igual a la suma de la presión alveolar al final de la espiración, el producto del flujo y la resistencia al flujo, y el producto del volumen corriente y la elastancia del sistema respiratorio. La ventilación mecánica se puede administrar en modo mandatorio o en modo asistido para apoyar la respiración espontánea [12].

La construcción de ventiladores mecánicos ha experimentado un fuerte aumento durante la pandemia mundial. Los gobiernos y las empresas están motivando a sus investigadores a desarrollar, simular y probar sus propios ventiladores mecánicos [13]. La importancia de desarrollar y simular modelos matemáticos se orienta a conocer el comportamiento durante su ejecución tomando parámetros ventilatorios, estos guían la construcción de un ventilador mecánico [14]. Incluso ante la problemática de predecir y mejorar gráficos ventilatorios, existen investigaciones que optimizan sus

resultados usando inteligencia artificial en su simulación para luego un posterior desarrollo de ventiladores mecánicos, [15], mientras que otras investigaciones aplican métodos numéricos para mejorar los gráficos de parámetros ventilatorios [16].

El presente estudio tiene como objetivo implementar y simular modelos matemáticos de los parámetros ventilatorios usando MATLAB, para contribuir al conocimiento y desarrollo de ventiladores mecánicos.

1.1. Consideraciones preliminares

El Ministerio de Salud (MINSA) manifiesta que se requiere gestión de unidad de cuidados intensivos con soporte ventilatorio para pacientes en estado crítico con necesidad de ventilación mecánica, por demanda insatisfecha y escasos ventiladores mecánicos [17]. Los ventiladores mecánicos invasivos, son dispositivos médicos que contribuyen a la terapia de apoyo vital a pacientes en estado crítico con insuficiencia respiratoria [18]. Existen diferentes modos ventilatorios como: ventilación mecánica controlada (CMV), ventilación con asistencia controlada (ACV), ventilación controlada por presión (PCV), ventilación con soporte de presión (PSV). La diferencia más básica entre estos modos de ventilación se basa en si administran respiraciones obligatorias (ya sea que la inspiración sea activada o ciclada por una máquina) versus respiraciones espontáneas (ya sea que la inspiración sea activada y ciclada por el paciente) [19]. No existe un modo ventilatorio único que se usa en todos los casos de insuficiencia respiratoria aguda, pero los modos usados son: Ventilación mandatorio continúa controlada por presión (PC-CMV) y ventilación mandatorio continúa controlada por volumen (VC-CMV) [20]. En el modo de ventilación VC-CMV el ventilador administra cierto volumen tidal constante, mientras que el modo de ventilación PC-CMV el ventilador establece una presión inspiratoria constante [21].

Para realizar una simulación en base a un modelo matemático de los modos ventilatorio PC-CMV y VC-CMV es necesario conocer los elementos que participan en la respiración. El volumen tidal es la variable control en el modo VC-CMV y se suministra de 6 a 8 ml por Kilogramo de peso [22], mientras que la presión inspiratoria pico (PIP) es la variable control en el modo PC-CMV y determinan el gradiente de presión entre el inicio y el final de la inspiración [23]. Otro elemento que participa en la ventilación mecánica es el PEEP que es la presión positiva al final de la espiración, y mejora frecuentemente la oxigenación [24].

En la ventilación mecánica se debe establecer la frecuencia respiratoria para garantizar una ventilación por minuto adecuado [25], esta se da en dos etapas

(inspiración y espiración) relacionados entre sí y en algunos casos se puede añadir la pausa inspiratoria (plateau o meseta) [26].

En este artículo se emplea para la simulación de un ventilador mecánico, la resistencia en la vía aérea la cual ejerce una fuerza que se opone al flujo de aire en las vías respiratorias [27], y su rango varía de 0 a 150 cmH₂O/L/segundo [28]. Otro elemento que se debe tener en cuenta es la presión necesaria para distender los pulmones conocida como distensibilidad o compliance pulmonar, que resulta de la inversa de la elastancia [29].

2. ANTECEDENTES

Existen en la literatura métodos de simulación para problemas cardíacos, latidos del corazón, movimientos esqueléticos que usan como programa principal MATLAB [30][31][32]. En el caso de las simulaciones respiratorias con MATLAB diferentes autores implementan modelos a base de circuitos electrónicos [33].

Los artículos se basan en aproximar las funciones del sistema respiratorio al circuito RC como la Fig. 1, tomando en cuenta parámetros como la resistencia, Compliance, presión muscular (P_{mus}), presión ventilatoria (P_{vent}), el flujo inspiratorio y volumen inspirado.

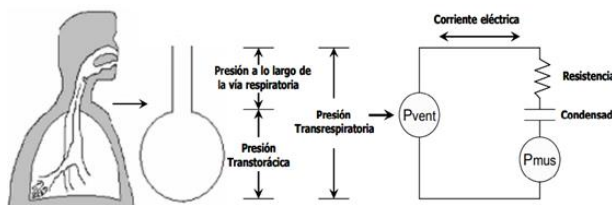


Fig. 1. Modelo del aparato respiratorio unicompartmental con su equivalente eléctrico. Adaptado de [31].

Para su simulación se obtiene la ecuación (1) y lo simulan en el programa de Simulink [34] de Matlab teniendo como resultado la gráfica de presión, volumen y flujo en el modo ventilatorio presión (Fig. 2).

$$\frac{dV(t)}{dt} = (P_{vent} - P_{mus} - \frac{1}{C}V(t)) * \frac{1}{R} \quad (1)$$

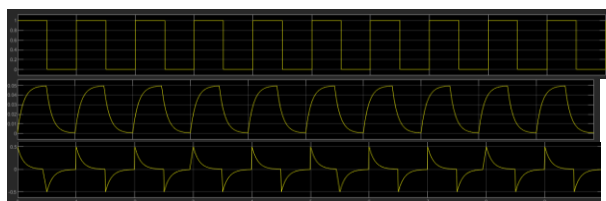


Fig. 2. Simulaciones en modo ventilatorio presión con Simulink. Adaptado de [32]

Otras investigaciones realizan trabajos de simulaciones de pulmones y ventiladores mecánicos usando Simulink de Matlab [35][36], o tener un enfoque orientado a la inteligencia artificial[37]. Todas estas publicaciones se basan en bloques Toolbox de Simulink. Nuestro trabajo solo emplea la codificación pura en Matlab.

3. METODOLOGÍA

El desarrollo del código en Matlab se hizo tomando en cuenta las ecuaciones que rigen el tiempo inspiratorio, tiempo espiratorio, presión, flujo y volumen en modo PC-CMV y VC-CMV.

3.1 OBTENCIÓN DEL TIEMPO INSPIRATORIO Y ESPIRATORIO

Para obtener el tiempo inspiratorio y espiratorio, primero se calculó el valor de un ciclo respiratorio, el cual consiste en el tiempo que dura la inspiración y espiración [23]. En algunos modos ventilatorio presentan el tiempo pausa (Fig. 3).

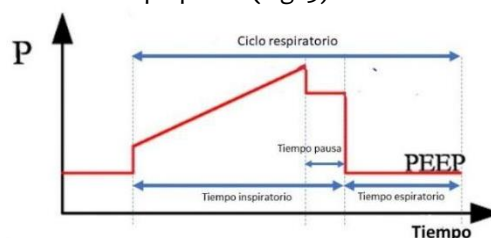


Fig. 3. Estructura de un ciclo respiratorio.

$$C_{res} = T_{ins} + T_{esp} \quad (2)$$

Donde:

- C_{res}: ciclo respiratorio
- T_{ins}: tiempo inspiratorio
- T_{esp}: tiempo espiratorio

El tiempo pausa es parte del tiempo inspiratorio y solo se usará en el modo control volumen.

El ciclo respiratorio en segundos se obtiene por la frecuencia respiratoria por minuto [26].

$$C_{res} = \frac{60}{Fr} \quad (3)$$

Donde:

- Fr: Frecuencia respiratoria

Los ventiladores mecánicos usan la relación de inspiración/espiración (I/E), representando la fracción de tiempo que se dedica a la inspiración y la espiración en cada ciclo respiratorio. Teniendo en cuenta las ecuaciones (2), (3) y la relación (I/E), podemos tener el tiempo inspiratorio (4) y espiratorio (5).

$$T_{esp} = C_{res} * \frac{1}{1 + \frac{E}{I}} \quad (4)$$

De (4) en (2) podemos que el tiempo inspiratorio es:

$$T_{ins} = C_{res} * \frac{1}{1 + \frac{E}{I}} \quad (5)$$

3.2 OBTENCIÓN DE LA ONDA PRESIÓN, VOLUMEN Y FLUJO EN EL TIEMPO EN MODO PRESIÓN CONTROL

Este modo se desarrolló en el tiempo inspiratorio y tiempo espiratorio. Su característica principal es su presión constante en la inspiración y espiración (Fig. 4).

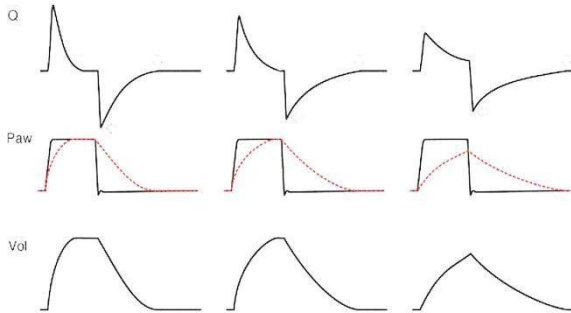


Fig. 4. Gráfico en modo presión ventilatoria. Adaptado y modificado de [38]

La presión en el modo PC-CMV es una variable controlada por el ventilador mecánico, y tiene una presión máxima constante (PIP) en tiempo inspiratorio y una presión positiva (PEEP) mínima constante en el tiempo espiratorio (Fig. 5).

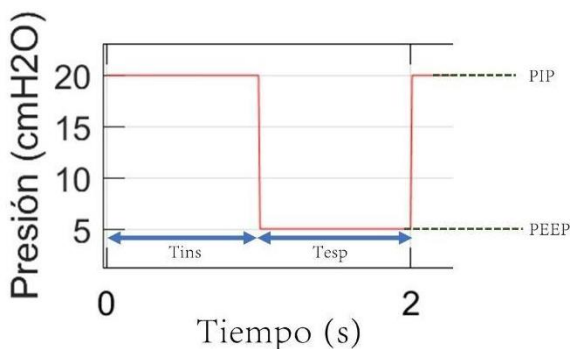


Fig. 5. Gráfica Presión en modo PC-VCM

Las ecuaciones de la presión en el modo PC-VCM quedan según (6) en función del tiempo.

$$P(t) = \begin{cases} PIP, & 0 \leq t < T_{ins} \\ PEEP, & T_{ins} < t \leq T_{esp} \end{cases} \quad (6)$$

Tomando como referencia la Fig. 6, el flujo(Q) en función del tiempo en el modo PC-CMV cuenta con una rama exponencial en el tiempo inspiratorio y otra en el

tiempo espiratorio. Las ecuaciones en el flujo según [39] son:

$$Q(t) = \begin{cases} \frac{\Delta P}{R} * e^{-\frac{t}{R+C}}, & 0 \leq t < T_{ins} \\ -\frac{\Delta P}{R} * e^{-\frac{t-T_{ins}}{R+C}}, & T_{ins} < t \leq T_{esp} \end{cases} \quad (7)$$

Donde:

- C: Compliance
- R: Resistencia
- ΔP : PIP-PEEP

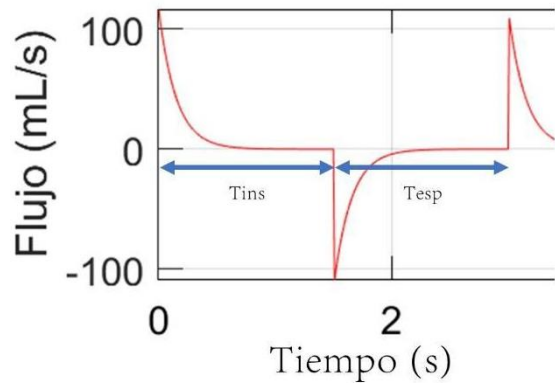


Fig. 6. Gráfica Flujo en modo PC-VCM

El volumen(V) en el tiempo inspiratorio y espiratorio según la Fig. 7, se hallan tomando la integral de la ecuación (7) en el tiempo inspiratorio y espiratorio.

$$V(t) = \int Q(t) = \int_0^{T_{ins}} Q(t) + \int_{T_{ins}}^{T_{esp}} Q(t) \quad (8)$$

Resolviendo la integral por partes de la ecuación (8) se tiene la ecuación (9) del volumen inspiratorio y espiratorio.

$$V(t) = \begin{cases} M * (1 - e^{-\frac{t}{R+C}}), & 0 \leq t < T_{ins} \\ M * Ve * e^{-\frac{t-T_{ins}}{R+C}}, & T_{ins} < t \leq T_{esp} \end{cases} \quad (9)$$

Donde:

- Ve: $(1 - e^{-\frac{T_{ins}}{R+C}})$
- M: $\Delta P * C$

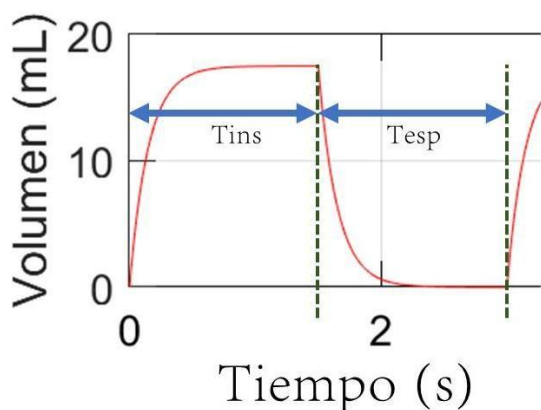


Fig. 7. Gráfica volumen en modo PC-VCM

3.3 OBTENCIÓN DE LA ONDA PRESIÓN, VOLUMEN Y FLUJO EN EL TIEMPO EN MODO VOLUMEN CONTROL

Este modo se desarrolló en el tiempo inspiratorio y espiratorio. Su característica principal es que el incremento del flujo es constante en la inspiración (Fig. 8).

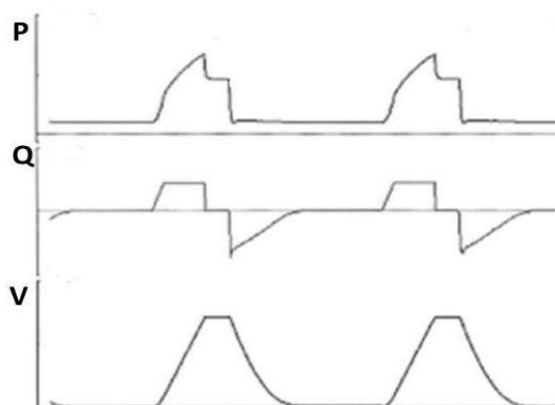


Fig. 8. Gráfica en modo volumen ventilatorio Adaptado y modificado de [40]

El volumen en el modo VC CMV es una variable controlada por ventilador mecánico, y es constante en cada ciclo respiratorio y dependiente de la compliance y resistencia pulmonar (Fig. 9). El flujo constante se llega de la siguiente forma:

$$Q0 = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{Vt - 0}{Tins - 0} = \frac{Vt}{Tins} \quad (10)$$

Teniendo en cuenta la ecuación (10) y que el flujo en tiempo pausa es cero tenemos la ecuación en el tiempo inspiratorio (11).

$$Q(t) = \begin{cases} Q0, & 0 \leq t < Tins - Tpa \\ 0, & Tins - Tpa < t \leq Tisp \end{cases} \quad (11)$$

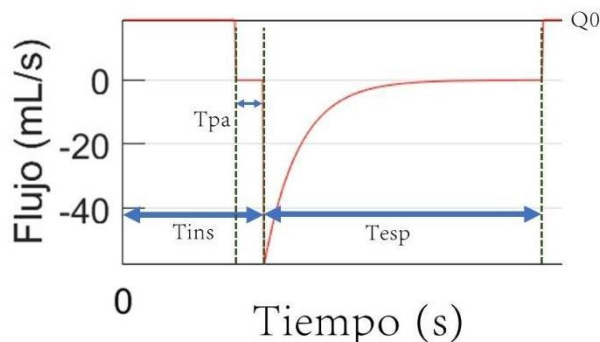


Fig. 9. Gráfica Flujo en modo PC-VCM Adaptado y modificado de [40]

Teniendo las ecuaciones del flujo espiratorio según [38] en modo VC-CMV las ecuaciones en tiempo inspiratorio y espiratorio resulta:

$$Q(t) = \begin{cases} Q0, & 0 \leq t < Tins - Tpa \\ 0, & Tins - Tpa < t \leq Tins \\ M1 * e^{-\frac{t-Tins}{R*C}}, & Tins < t \leq Tesp \end{cases} \quad (12)$$

Donde:

$$M1: \quad -\frac{Vt}{R*C}$$

El volumen(V) en el tiempo inspiratorio, tiempo pausa y espiratorio según la Fig. 10, se hallan tomando la integral de la ecuación (12).

$$V(t) = \int Q(t) = \int_0^{Tins-Tpa} Q(t) + \int_{Tins-Tpa}^{Tesp} Q(t) \quad (13)$$

Resolviendo la integral (13) tenemos el volumen en el tiempo inspiratorio, pausa y espiratorio (14).

$$V(t) = \begin{cases} Q0 * t, & 0 \leq t < T1 \\ Q0 * T1, & T1 < t \leq Tins \\ Vt * e^{-\frac{t-Tins}{R*C}}, & Tins < t \leq Tesp \end{cases} \quad (14)$$

Donde:

$$T1: Tins - Tpa$$

El Tpa se da cuando se cierra la válvula inspiratoria donde no hay flujo inspiratorio y solo en el modo control volumen, con el fin de monitoreo de presión plateau, por lo que no colocar tiempo pausa no altera el intercambio gaseoso, en la simulación en el modo VC-CMV solo cambiaría la forma de las gráfica de presión, apareciendo la presión plateau y en la onda de flujo baja a cero.

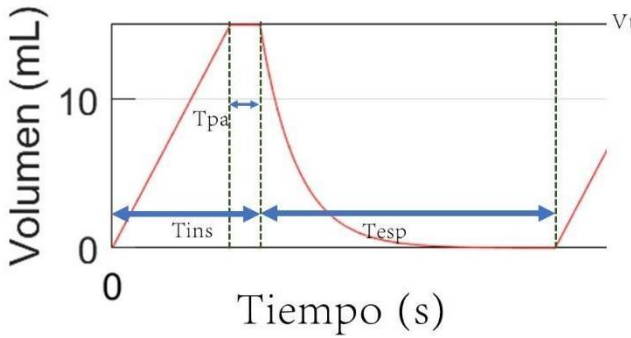


Fig. 10. Gráfica volumen en modo VC-VCM

Para las ecuaciones de la presión en el modo volumen según la Fig. 11, se tiene tres etapas. Las cuales según [39] y [41] la ecuación de la presión es (15):

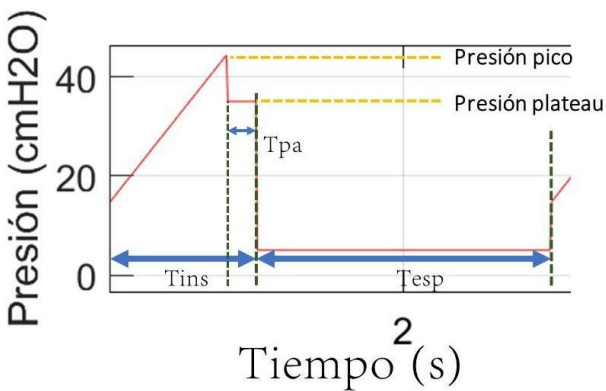


Fig. 11. Gráfica presión en modo VC-VCM

$$P(t) = \begin{cases} PEEP + R * Q_0 + \frac{Q_0}{C} * t, & 0 \leq t < T_1 \\ PEEP + \frac{Vt}{C}, & T_1 < t \leq T_{ins} \\ PEEP, & T_{ins} < t \leq T_{exp} \end{cases} \quad (15)$$

Las ecuaciones (4), (5), (6), (7), (9), (12), (14) y (15) se usaron para generar un código en Matlab para simular el comportamiento de los modos PC-CMV y VC-CMV.

4. RESULTADOS

Para la simulación en el modo PC-CMV, se usó la resistencia en la vía aérea (R= 24 cmH2O/L/segundo), la compliance (C=18 cmH2O), la presión positiva al final de la espiración (PEEP= 5 cmH2O), la presión inspirada en la inspiración (PIP = 25 cmH2O), la frecuencia respiratoria (Fr = 20) y la relación de inspiración/espiración ($\frac{I}{E} = \frac{1}{1}$). Se obtuvo la simulación de las ondas de presión, volumen y flujo como se observa en la Fig. 12 y la adquisición de parámetros ventilatorios, mostrado en la Tabla I.

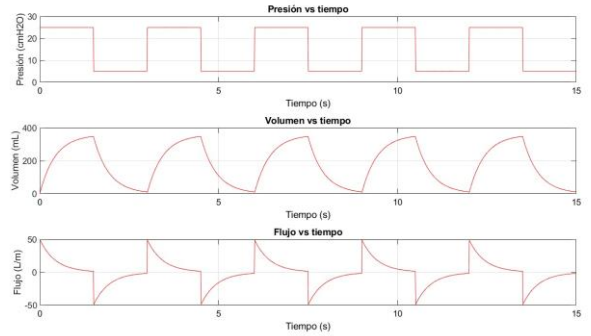


Fig. 12. Gráficos presión, volumen y flujo en modo PC-VCM

TABLA I
Parámetros ventilatorios en modo PC-CMV

Tiempo inspiratorio	1,5 s
Tiempo espiratorio	1,5 s
Ciclo respiratorio	3 s
Volumen tidal	833,3 mL

Para la simulación en el modo VC-CMV, se usó parámetros que corresponden a un caso de síndrome de distress respiratorio agudo (ARDS), el cual tiene como característica la manifestación de una disfunción pulmonar severa, con la resistencia en la vía aérea alta (R= 24 cmH2O/L/segundo), la Compliance baja (C=18 cmH2O), la presión positiva al final de la espiración (PEEP= 5 cmH2O), el volumen tidal (500 mL), la frecuencia respiratoria (Fr = 12) y la relación de inspiración/espiración ($\frac{I}{E} = \frac{1}{2}$), tiempo pausa (Tpa=0.4 s) . También se obtuvo la simulación de las ondas de presión, volumen y flujo como se observa en la Fig. 13 y la adquisición de parámetros ventilatorios, mostrado en la Tabla II.

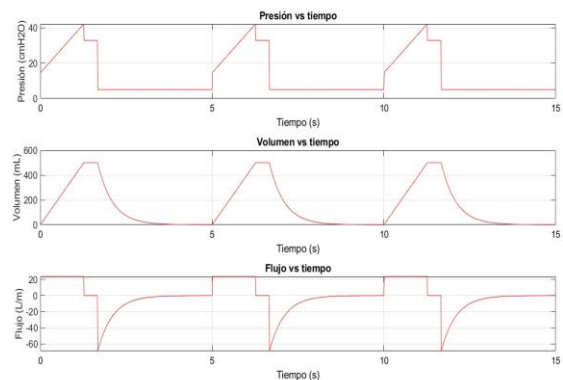


Fig. 13. Gráficos presión, volumen y flujo en modo VC-VCM

TABLA II
Parámetros ventilatorios en modo VC-CMV

Tiempo inspiratorio	1.666 s
Tiempo espiratorio	3.333 s
Ciclo respiratorio	5 s
Flujo constante (Q ₀)	23.68 L/min
Presión pico	51.02 cmH2O
Presión plateau	32.77 cmH2O

Se observa presión pico alto, con resistencias de vía aérea alta, presión plateau 32.7, con driving presión (plateau menos PEEP) en 27,77 concluyendo en un pulmón no protectorio.

CONCLUSIONES

- Con las resoluciones de los modelos matemáticos se logró desarrollar un código en Matlab que nos permita conocer el comportamiento en el tiempo de los parámetros de presión, volumen y flujo en los modos controlados por volumen y presión.
- En el modo controlado por presión se logró simular las tres ondas de presión volumen y flujo, obteniéndose 5 parámetros adicionales como el ciclo respiratorio, tiempo inspiratorio y espiratorio, volumen tidal y flujo.
- En el modo controlado por volumen se logró simular las tres ondas de presión volumen y flujo, obteniéndose 6 parámetros adicionales como el ciclo respiratorio, tiempo inspiratorio, tiempo espiratorio, el flujo constante (Q_0), la presión pico, y una presión plateau, observándose pulmón no protectorio.
- Las limitantes críticas de la simulación del modelo matemático es para patologías pulmonares complejas que alteran la mecánica respiratoria porque intervienen otras variables, aparte de la compliance y resistencias, presiones transpulmonar, presiones musculares, presiones diafragmáticas, abdominales y asincronías.
- La simulación del modelo matemático del estudio de caso favorable se da con la ecuación del movimiento respiratorio comparables al monitoreo de pacientes sedados con patología obstructiva y restrictiva, donde existen cambios de compliance y resistencia.

AGRADECIMIENTOS

Nuestro agradecimiento al CTIC UNI, que ha hecho posible el proyecto de investigación, con la subvención del mismo, además del laboratorio Smart City por el uso de sus instalaciones para los ensayos y simulaciones experimentales.

REFERENCIAS

- [1] Su Latt Phyu, C. D. Turnbull, and N. P. Talbot, "Basic respiratory physiology," *Medicine*, vol. 51, no. 10, pp. 679–683, Oct. 2023, doi: 10.1016/j.mpmed.2023.07.006
- [2] P. M. Schlosser, B. A. Asgharian, and M. Medinsky, "Inhalation Exposure and Absorption of Toxicants," *Comprehensive Toxicology*, vol. 10, pp. 75–109, 2010, doi: 10.1016/b978-0-08-046884-6.00104-4
- [3] N. J. Meyer, L. Gattinoni, and C. S. Calfee, "Acute respiratory distress syndrome," *The Lancet*, vol. 398, pp. 622–637, Ag. 2021, doi: 10.1016/s0140-6736(21)00439-6
- [4] M. A. Matthay et al., "Acute respiratory distress syndrome," *Nature Reviews Disease Primers*, vol. 5, no. 1, Mar. 2019, doi: 10.1038/s41572-019-0069-0

- [5] P. Aveyard et al., "Association between pre-existing respiratory disease and its treatment, and severe COVID-19: a population cohort study," *The Lancet Respiratory Medicine*, vol. 9, no. 8, pp. 909–923, Aug. 2021, doi: 10.1016/s2213-2600(21)00095-3
- [6] H. F. Boncristiani, M. F. Criado, and E. Arruda, "Respiratory Viruses," *Encyclopedia of Microbiology*, pp. 500–518, 2009, doi: 10.1016/b978-012373944-5.00314-x
- [7] E. C. Holmes et al., "The origins of SARS-CoV-2: A critical review," *Cell*, vol. 184, no. 19, pp. 4848–4856, Sep. 2021, doi: 10.1016/j.cell.2021.08.017
- [8] J. A. Lednicky et al., "Emergence of porcine delta-coronavirus pathogenic infections among children in Haiti through independent zoonoses and convergent evolution," *medRxiv*, Mar. 2021, doi: 10.1101/2021.03.19.21253391
- [9] A. N. Vlasova et al., "Novel Canine Coronavirus Isolated from a Hospitalized Patient With Pneumonia in East Malaysia," *Clinical Infectious Diseases*, vol. 74, no. 3, pp. 446–454, May 2021, doi: 10.1093/cid/ciab456
- [10] Y. Alimohamadi, et al., "Determine the most common clinical symptoms in COVID-19 patients: a systematic review and meta-analysis," *Journal of preventive medicine and hygiene*, vol. 61, no. 3, pp. E304–E312, 2020, doi: 10.15167/2421-4248/jpmh2020.61.3.1530.
- [11] Organización Mundial de la Salud, "Manejo clínico de la COVID-19 Orientaciones evolutivas," Ene. 2021. [En línea]. Disponible: <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/340629/WHO-2019-nCoV-clinical-2021.1-spa.pdf;sequence=1>
- [12] J. N. Cronin, L. Camporota, and F. Formenti, "Mechanical ventilation in COVID-19: A physiological perspective," *Experimental Physiology*, vol. 107, no. 7, pp. 683–693, Sep. 2021, doi: 10.1113/epo89400
- [13] A. S. Tran, et al., "Design, Control, Modeling, and Simulation of Mechanical Ventilator for Respiratory Support," *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2021, pp. 1–15, Nov. 2021, doi: 10.1155/2021/2499804
- [14] N. Q. Al-Naggar, "Modelling and Simulation of Pressure Controlled Mechanical Ventilation System," *Journal of Biomedical Science and Engineering*, vol. 08, no. 10, pp. 707–716, 2015, doi: 10.4236/jbise.2015.810068
- [15] A. Peine et al., "Development and validation of a reinforcement learning algorithm to dynamically optimize mechanical ventilation in critical care," *npj Digital Medicine*, vol. 4, no. 1, Feb. 2021, doi: 10.1038/s41746-021-00388-6
- [16] F. Bautsch, G. Männel, and P. Rostalski, "Development of a Novel Low-cost Lung Function Simulator," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 5, no. 1, pp. 557–560, Sep. 2019, doi: 10.1515/cdbme-2019-0140
- [17] Ministerio de Salud, "Tiempos de pandemia 2020-2021," 2021. Accessed: Dec. 03, 2023. [En línea]. Disponible: <http://bvs.minsa.gob.pe/local/MINSA/5485.pdf>
- [18] J. Gallifant, et al., "Artificial intelligence for mechanical ventilation: systematic review of design, reporting standards, and bias," *British Journal of Anaesthesia*, vol. 128, no. 2, pp. 343–351, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.bja.2021.09.025
- [19] A. Trikha, A. Borle, and P. Singh, "Newer nonconventional modes of mechanical ventilation," *Journal of Emergencies, Trauma, and Shock*, vol. 7, no. 3, p. 222, 2014, doi: 10.4103/0974-2700.136869
- [20] E. Mireles-Cabodevila, A. Duggal, and R. L. Chatburn, "Modes of Mechanical Ventilation," *Mechanical Ventilation in Critically Ill Cancer Patients*, pp. 177–188, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-49256-8_17
- [21] R. L. Chatburn., M. El-Khatib & R. Branson, (2006). Classification of Mechanical Ventilators. [En línea]. Disponible: https://www.researchgate.net/publication/291743072_Classification_of_Mechanical_Ventilators
- [22] A. L. Mora and J. I. Mora, "Ventilator Management." Nih.gov, Accedido Dec. 06, 2023. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK448186>
- [23] W. A. Carlo, N. Ambalavanan, and R. L. Chatburn, "Ventilator Parameters," *Manual of Neonatal Respiratory Care*, pp. 81–85, 2006, doi: 10.1016/b978-032303176-9.50015-5
- [24] P. Michelet et al., "Effects of PEEP on oxygenation and respiratory mechanics during one-lung ventilation," *British Journal of Anaesthesia*, vol. 95, no. 2, pp. 267–273, Ag. 2005, doi: 10.1093/bja/aei178

- [25] M. A. Warner and B. Patel, "Mechanical Ventilation," in *Benumof and Hagberg's Airway Management*, pp. 981-997, 2013, doi: 10.1016/b978-1-4377-2764-7.00048-8
- [26] G. Strauss-Blasche, M. Moser, M. Voica, D. McLeod, N. Klammer, and W. Markt, "Relative Timing Of Inspiration And Expiration Affects Respiratory Sinus Arrhythmia," *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, vol. 27, no. 8, pp. 601–606, Ag. 2000, doi: 10.1046/j.1440-1681.2000.03306.x
- [27] W. Woodward. "Airway Resistance." TeachMePhysiology, Dec. 06, 2023. [En línea]. Disponible: <https://teachmephysiology.com/respiratory-system/ventilation/airway-resistance/>
- [28] D. A. Kaminsky, "What Does Airway Resistance Tell Us About Lung Function?," *Respiratory Care*, vol. 57, no. 1, pp. 85–99, Ene. 2012, doi: 10.4187/respcare.01411
- [29] I. Singh and M. R. Pinsky, "Heart-Lung Interactions," in *Mechanical Ventilation*, Saunders, pp. 173–184, 2008, doi: 10.1016/b978-0-7216-0186-1.50019-3
- [30] K. Tara, et al., "Detection of cardiac disorder using MATLAB based graphical user interface (GUI)," in 2017 *IEEE Region 10 Humanitarian Technology Conference (R10-HTC)*, Dec. 2017, doi: 10.1109/r10-htc.2017.8288994
- [31] M. Ryzhii and E. Ryzhii, "Simulink heart model for simulation of the effect of external signals," in 2016 *IEEE Conference on Computational Intelligence in Bioinformatics and Computational Biology (CIBCB)*, Oct. 2016, doi: 10.1109/cibcb.2016.7758102
- [32] R. Davoodi, et al., "An integrated package of neuromusculoskeletal modeling tools in Simulink/spl trade/," en 2001 *Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2022, doi: 10.1109/iembs.2001.1020409.
- [33] A. S. Tran, et al., "Design, Control, Modeling, and Simulation of Mechanical Ventilator for Respiratory Support," *Mathematical Problems in Engineering*, vol. 2021, pp. 1–15, Nov. 2021, doi: 10.1155/2021/2499804
- [34] K. Morales, S. Salinas, "Prototipo de simulador software electromecánico del pulmón prototipo de simulador software electromecánico del pulmón," *Puente. Revista científica*, vol. 9, no. 1, [En línea]. Disponible: <http://hdl.handle.net/20.500.11912/7277>
- [35] Paolo Tamburrano, et al., "Validation of a Simulink Model for Simulating the Two Typical Controlled Ventilation Modes of Intensive Care Units Mechanical Ventilators," *Applied sciences*, vol. 12, no. 4, pp. 2057–2057, Feb. 2022, doi: 10.3390/app12042057
- [36] M. Jaber, et al., "MATLAB/Simulink Mathematical Model for Lung and Ventilator," in 2020 *32nd International Conference on Microelectronics (ICM)*, Dec. 2020, doi: <https://doi.org/10.1109/icm50269.2020.9331820>
- [37] J. Giri, Niraj Kshirsagar, and Aishwary Wanjari, "Design and simulation of AI-based low-cost mechanical ventilator: An approach," *Materials Today: Proceedings*, vol. 47, pp. 5886–5891, Jan. 2021, doi: 10.1109/ICM50269.2020.9331820
- [38] E. Correger, et al., "Interpretation of ventilator curves in patients with acute respiratory failure," *Medicina Intensiva (English Edition)*, vol. 36, no. 4, 294–306, doi: 10.1016/j.medine.2012.06.001
- [39] R. Chatburn, "Simulation-Based Evaluation of Mechanical Ventilators," *Respiratory Care*, vol. 63, no. 7, pp. 936–940, doi: 10.4187/respcare.06267
- [40] J. Park, "Monitoring and Interpretation of Mechanical Ventilator Waveform in the Neuro-Intensive Care Unit", vol. 11, no. 2, pp. 63-70, doi: 10.18700/jnc.180069
- [41] S. Pearson, J. Koyner, and B. Patel, Management of Respiratory Failure, *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*, vol. 17, no. 4, pp. 572–580, doi: 10.2215/cjn.13091021



Los artículos publicados por TECNIA pueden ser compartidos a través de la licencia Creative Commons: CC BY 4.0. Permisos lejos de este alcance pueden ser consultados a través del correo revistas@uni.edu.pe