

Aplicaciones clínicas de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio para la toma de decisiones en el paciente bajo ventilación mecánica invasiva: artículo de reflexión

Javier Mancilla-Galindo¹ , Carlos Mendiola-Villalobos², Jorge Daniel Carrión-Moya² , Eder Iván Zamarrón-López³, Manuel Alberto Guerrero-Gutiérrez⁴, Ernesto Deloya-Tomás² , Jesús Salvador Sánchez-Díaz⁵, Diego Escarramán-Martínez⁶, Adolfo Israel Vásquez-Cuéllar⁷, Ashuin Kammar-García⁸, Raúl Soriano-Orozco⁹, Jorge Alberto Castañón-González¹⁰, Federico Gordo-Vidal^{11,12} , Orlando Rubén Pérez-Nieto² 

INFORMACIÓN ARTÍCULO

Palabras clave

Cuidados Críticos;
Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica;
Mecánica Respiratoria;
Resistencia de las Vías Respiratorias;
Síndrome de Dificultad Respiratoria del Adulto;
Ventilación pulmonar

Recibido: octubre 20 de 2021

Aceptado: mayo 25 de 2022

Correspondencia:

Orlando R. Pérez-Nieto.
orlando_rpn@hotmail.com

Como citar: Pérez-Nieto OR, Mancilla-Galindo J, Mendiola-Villalobos C, Carrión-Moya JD, Zamarrón-López El, Guerrero-Gutiérrez MA, et al. Aplicaciones clínicas de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio para la toma de decisiones en el paciente bajo ventilación mecánica invasiva: artículo de reflexión. *Iatreia* [Internet]. 2023 Ene-Mar;36(1):112-127. <https://doi.org/10.17533/udea.iatreia.179>



Copyright: © 2023
Universidad de Antioquia.

¹ Facultad de Medicina. Universidad Nacional Autónoma de México. Ciudad de México, México.

² Unidad de Cuidados Intensivos. Hospital General San Juan del Río. Querétaro, México.

³ Unidad de Cuidados Intensivos. Hospital IMSS Hospital General Regional No. 6 IMSS. Ciudad Madero, Tamaulipas, México.

⁴ Departamento de Anestesiología y Cirugía Bariátrica. Baja Hospital & Medical Center. Tijuana, México.

⁵ Unidad de Cuidados Intensivos. Hospital de Alta Especialidad IMSS "Adolfo Ruíz Cortines" Veracruz, México.

⁶ Unidad de Cuidados Intensivos. Centro Médico Nacional "La Raza", IMSS. Ciudad de México.

⁷ Unidad de Cuidados Intensivos. Hospital Materno Infantil, Hospital Obrero No. 30, La Paz, Bolivia.

⁸ Dirección de Investigación. Instituto Nacional de Geriatria. Ciudad de México, México.

⁹ Unidad de Cuidados Intensivos. Unidad Médica de Alta Especialidad del Bajío IMSS T1 León. Guanajuato, México.

¹⁰ Unidad de Cuidados Intensivos. Hospital Juárez de México. Ciudad de México, México.

¹¹ Grupo de Investigación en Patología Crítica. Facultad de Medicina. Universidad Francisco de Vitoria, Madrid, España.

¹² Servicio de Medicina Intensiva. Hospital Universitario del Henares. Coslada Madrid, España.

RESUMEN

Introducción: la ventilación mecánica es una práctica común en las unidades de cuidados intensivos y anestesiología. Tiene implicaciones terapéuticas, pero también es potencialmente nociva para el sistema respiratorio y los órganos distantes, por lo cual es imprescindible monitorizar los parámetros ventilatorios de manera continua.

Objetivo: describir la ecuación del movimiento del sistema respiratorio y sus aplicaciones clínicas en el paciente bajo ventilación mecánica.

Desarrollo: la ecuación del movimiento del sistema respiratorio integra las fuerzas dinámicas generadas por el ventilador y las propiedades intrínsecas del pulmón y la caja torácica. Expresa la presión en el sistema respiratorio en relación con el volumen, la elastancia, la resistencia, el flujo de aire y las presiones generadas por el ventilador y el paciente. Las presiones elevadas en el sistema respiratorio se asocian a una mayor mortalidad en pacientes con ventilación mecánica, por lo que la identificación de los componentes que condicionan la elevación de las presiones mediante la ecuación del movimiento del sistema respiratorio permite realizar modificaciones a los parámetros programados del ventilador para mantener una ventilación protectora.

Conclusión: la toma de decisiones basada en la ecuación del movimiento del sistema respiratorio permite realizar ajustes en los parámetros ventilatorios según las características y enfermedades del paciente bajo ventilación mecánica.

Clinical applications of the respiratory equation of motion to guide decision-making in the patient under invasive mechanical ventilation

Javier Mancilla-Galindo¹ , Carlos Mendiola-Villalobos², Jorge Daniel Carrión-Moya² , Eder Iván Zamarrón-López³, Manuel Alberto Guerrero-Gutiérrez⁴, Ernesto Deloya-Tomás² , Jesús Salvador Sánchez-Díaz⁵, Diego Escarramán-Martínez⁶, Adolfo Israel Vásquez-Cuéllar⁷, Ashuin Kammar-García⁸, Raúl Soriano-Orozco⁹, Jorge Alberto Castañón-González¹⁰, Federico Gordo-Vidal^{11,12} , Orlando Rubén Pérez-Nieto² 

ARTICLE INFORMATION

Keywords

Respiratory Distress Syndrome, Adult;
 Airway Resistance;
 Critical Care;
 Chronic Obstructive Pulmonary Disease;
 Pulmonary Ventilation;
 Respiratory Mechanics

Received: October 20, 2021

Accepted: May 25, 2022

Correspondence:

Orlando R. Pérez-Nieto.
 orlando_rpn@hotmail.com

How to cite: Pérez-Nieto OR, Mancilla-Galindo J, Mendiola-Villalobos C, Carrión-Moya JD, Zamarrón-López EI, Guerrero-Gutiérrez MA, et al. Clinical applications of the respiratory equation of motion to guide decision-making in the patient under invasive mechanical ventilation. *Iatreia* [Internet]. 2023 Jan-Mar;36(1):112-127. <https://doi.org/10.17533/udea.iatreia.179>



Copyright: © 2023
 Universidad de Antioquia.

¹ School of Medicine. National Autonomous University of Mexico. Ciudad de México, México.

² Intensive care unit. Hospital General San Juan del Río. Querétaro, México.

³ Intensive care unit. Hospital IMSS Hospital General Regional No. 6 IMSS. Ciudad Madero, Tamaulipas, México.

⁴ Department of Anesthesiology and Bariatric Surgery. Baja Hospital & Medical Center. Tijuana, México.

⁵ Intensive care unit. Hospital de Alta Especialidad IMSS "Adolfo Ruíz Cortines" Veracruz, México.

⁶ Intensive care unit. Centro Médico Nacional "La Raza", IMSS. Ciudad de México.

⁷ Intensive care unit. Hospital Materno Infantil, Hospital Obrero No. 30, La Paz, Bolivia.

⁸ Research director. Instituto Nacional de Geriatria. Ciudad de México, México.

⁹ Intensive care unit. Unidad Médica de Alta Especialidad del Bajío IMSS T1 León. Guanajuato, México.

¹⁰ Intensive care unit. Hospital Juárez de México. Ciudad de México, México.

¹¹ Critical Pathology Research Group. School of Medicine. Universidad Francisco de Vitoria, Madrid, España.

¹² Intensive Medicine Service. Hospital Universitario del Henares. Coslada Madrid, España.

ABSTRACT

Introduction: Mechanical ventilation is a common practice in intensive care units and anesthesiology with both therapeutic and potentially harmful implications for the respiratory system and distant organs, that is why it is of utmost importance to continually monitor ventilation parameters.

Objective: To describe the equation of motion of the respiratory system and its clinical applications in the patient under invasive mechanical ventilation.

Main: The equation of motion of the respiratory system integrates the dynamic forces generated by the ventilator with the intrinsic properties of the lung and chest wall. It expresses the pressure in the respiratory system in relation to volume, elastance, resistance, air flow and pressures generated by the ventilator and the patient. Elevated pressures in the respiratory system during mechanical ventilation are associated with greater mortality, that is why the identification of the components responsible for elevation of pressures through the equation of motion of the respiratory system allows to modify ventilator programmed parameters to maintain a protective ventilation.

Conclusion: Decision-making based on the equation of motion of the respiratory system allows to modify ventilatory parameters according to the characteristics and diseases of the patient under mechanical ventilation.

Lista de abreviaturas

- Capacidad residual funcional (CRF)
- Centímetros de agua (cmH₂O)
- Compliancia (C)
- Compliancia del sistema respiratorio (C_{rs})
- Compliancia dinámica (C_{dyn})
- Compliancia específica (C_{esp})
- Compliancia estática (C_{st})
- Ecuación del movimiento del sistema respiratorio (EMSR)
- Elastancia (E)
- Elastancia de la caja torácica (E_{CW})
- Elastancia del componente pulmonar (E_L)
- Elastancia dinámica (E_{dyn})
- Elastancia estática (E_{st})
- Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC)
- Flujo (V)
- Flujo inspiratorio (v_{insp})
- Presión alveolar (P_{alv})
- Presión atmosférica (P_{atm})
- Presión del ventilador mecánico (P_{vent})
- Presión inspiratoria (P_{insp})
- Presión inspiratoria pico (P_{ip})
- Presión máxima en la vía aérea (P_{max})
- Presión meseta (P_{meseta})
- Presión negativa ejercida por los músculos inspiratorios (P_{mus})
- Presión pleural (P_{pl})
- Presión positiva al final de la espiración (PEEP)
- Presión total del sistema respiratorio (P_{rs})
- Presión transaérea (P_{ta})
- Presión transpulmonar (P_{tp})
- Resistencias de la vía aérea (R_{aw})
- Síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA)
- Sistema respiratorio (SR)
- Tiempo inspiratorio (t_{insp})
- Ventilación mecánica (VM)
- Ventilación mecánica invasiva (VMI)
- Volumen corriente (V_I)
- Volumen inicial (V_I)

Introducción

La ventilación mecánica (VM), al igual que los fenómenos naturales que implican cambios dinámicos, se describe por medio de ecuaciones complejas. La VM es una práctica que se ha sido estudiada durante más de medio siglo debido a sus implicaciones terapéuticas, pero también potencialmente nocivas para el sistema respiratorio (SR) y otros órganos. En la mayoría de los ventiladores modernos en áreas críticas se pueden obtener variables que ayudan a comprender la interacción paciente-ventilador y que permiten su monitorización (1).

La ecuación del movimiento del sistema respiratorio (EMSR) integra las fuerzas dinámicas generadas por el ventilador y las propiedades intrínsecas del pulmón y la caja torácica (2). La modificación de los componentes de la EMSR, ya sea por enfermedad del SR o programación del ventilador mecánico, puede tener un impacto sobre el pronóstico de pacientes críticamente enfermos bajo VM.

Enfermedades como el síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA) se pueden beneficiar de una ventilación protectora guiada por la EMSR (3-6). Contrario a la restricción pulmonar que se presenta en el SDRA, las enfermedades obstructivas del SR requieren estrategias de ventilación distintas cuya base puede ser entendida de mejor manera aplicando la EMSR (7,8).

Pese a que la EMSR ha sido utilizada en numerosos estudios fisiológicos para comprender el papel que tienen en la ventilación todos los elementos de la caja torácica, la determinación precisa de varios de estos componentes depende de mediciones por medio de instrumentos que no siempre están disponibles en las unidades de pacientes críticos, especialmente en unidades médicas de bajos recursos. Por ello, el objetivo de este artículo de reflexión es describir la ecuación del movimiento del sistema respiratorio, así como las suposiciones que se pueden realizar para aplicar sus componentes en la cabecera del paciente sin la necesidad de llevar a cabo mediciones costosas.

Estrategia de búsqueda

Se realizó una búsqueda de artículos publicados hasta el 30 de agosto del 2021 en la base de datos EMBASE, por medio del motor de búsqueda PubMed, utilizando la siguiente cadena: (equation AND motion AND (respiratory system OR lung OR pulmonary)). Se eligieron estudios publicados con resumen en inglés o español para su revisión. Adicionalmente, se solicitó a todos los autores que proporcionaran referencias relacionadas con el tema según su juicio y experiencia. Los artículos que fueron considerados relevantes por dos o más autores fueron incluidos para la redacción de este trabajo.

Ecuación del movimiento del sistema respiratorio

Sus componentes son la presión en el SR en relación con el volumen, elastancia, resistencia, flujo de aire y presiones generadas por el ventilador y el paciente (9):

$$P_{rs} = P_{mus} + (V_t \times E) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$$

El *volumen corriente* (V_t) es el volumen de aire que circula entre una inspiración y una espiración. La EMSR tiene como primer componente la presión total del SR (P_{rs}) generada para mover el V_t hacia el SR. Para simplificar su análisis, la P_{rs} —en ausencia de flujo— y la presión atmosférica (P_{atm})—760 mmHg a nivel medio del mar— equivalen a cero centímetros de agua (cmH_2O), independientemente de la altitud a la que se encuentre el paciente. Durante la ventilación espontánea, la presión negativa ejercida por los músculos inspiratorios (P_{mus})—con relación a la P_{atm} — genera un gradiente de presión capaz de introducir el V_t hacia el SR, denominada *presión inspiratoria* (P_{insp}) (1,10). El diafragma genera la mayor parte del trabajo ventilatorio en condiciones normales; sin embargo, el resto de los músculos inspiratorios y espiratorios pueden activarse en situaciones de estrés o enfermedad.

$$P_{rs} = P_{atm} - P_{mus}$$

Sustituyendo en la ecuación la P_{atm} por 0 cmH₂O:

$$P_{rs} = 0 - P_{mus}$$

$$P_{rs} = -P_{mus}$$

EMSR durante la ventilación mecánica invasiva (VMI)

Algunos de los objetivos de la VM son contrarrestar la insuficiencia respiratoria y disminuir el trabajo respiratorio, para lo cual es necesaria una programación adecuada y realizar ajustes al ventilador según la condición clínica del paciente. La sedación y el bloqueo neuromuscular también influyen sobre la interacción paciente-ventilador (11).

En un paciente intubado y bajo VMI intervienen dos presiones que movilizan el gas hacia el SR: P_{mus} y la presión del ventilador mecánico (P_{vent}). Ambas son dependientes del V_t , la elastancia (E), el flujo (V) y las resistencias de la vía aérea (R_{aw}) —de conducción anatómica, fisiológica y la impuesta por la cánula—. Mientras se mantenga el esfuerzo inspiratorio del paciente, la P_{rs} durante la VMI asistida es:

$$P_{rs} = P_{mus} + P_{vent}$$

Sustituyendo $P_{vent} = (V_t \times E) + (R_{aw} \times \dot{V})$:

$$P_{rs} = P_{mus} + [(V_t \times E) + (R_{aw} \times \dot{V})]$$

Durante la relajación de los músculos involucrados en la ventilación, la presión generada en el pulmón es directamente proporcional al volumen inspirado y las fuerzas ejercidas por sus elementos elásticos (12). Si los músculos están inactivos, el ventilador realiza el trabajo para mover el aire hacia los pulmones (1). Esto sucede durante la VMI controlada —cuando el paciente se encuentra bajo sedación profunda, con uso de bloqueadores neuromusculares o una condición del sistema nervioso central o neuromuscular que impida la contracción de los músculos inspiratorios— (13):

$$P_{rs} = P_{mus} + P_{vent}$$

$$P_{rs} = P_{mus} + P_{vent}$$

$$P_{rs} = P_{vent}$$

En caso de que sea aplicada una presión positiva al final de la espiración (PEEP) para evitar el colapso alveolar, esta presión es sumada a la ecuación:

$$P_{rs} = (V_t \times E) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$$

Distensibilidad o compliancia del sistema respiratorio

La *distensibilidad* se refiere a un cambio de volumen con respecto al volumen inicial (V_i), lo cual ocurre con relación a un cambio de presión (14):

$$\text{Distensibilidad} = \frac{\Delta V}{\Delta P \times V_i}$$

Por ello, resulta virtualmente imposible determinar la distensibilidad del SR en pacientes bajo VM, pues sería requisito indispensable conocer la magnitud del volumen dentro de los pulmones y la vía aérea, incluyendo el volumen residual, cuyas determinaciones requieren de pruebas de función respiratoria especializadas. Por otro lado, suponiendo un $V_i = 0$, el denominador de la operación sería 0, dando lugar a una paradoja matemática. Por ello, el concepto de *compliancia* (C) es más útil para la VM, ya que se refiere a un cambio de volumen con respecto a un cambio de presión:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

La compliancia del SR (C_{rs}) se puede calcular en distintos momentos del ciclo. Cuando no existe flujo de aire (por ejemplo, maniobra de pausa inspiratoria) se denomina *compliancia estática* (C_{st}), mientras que cuando existe flujo se denomina *compliancia dinámica* (C_{dyn}). La utilidad de la C_{rs} es describir la facilidad —o dificultad— del SR para expandirse en respuesta a una presión y volumen.

El SR está formado por dos estructuras principales colocadas en serie: la caja torácica y los pulmones, junto con las vías de conducción. Las variaciones de uno u otro componente producen cambios de la compliancia total del sistema. Cada una de estas estructuras tiene una presión relevante —la presión de la vía aérea, la presión transpulmonar (P_{tp}) asociada al parénquima pulmonar y la presión pleural (P_{pl}) relacionada con la caja torácica—. Por lo tanto, la C_{rs} está dada por la relación entre el incremento del volumen y el cambio de presión en las tres estructuras (15). Dicho de otra forma, sería requisito indispensable medir estas presiones en el paciente bajo VM, lo cual es poco factible, y por ello no es práctico determinar la C_{rs} del paciente. Es por ello que la C_{dyn} y C_{st} son de mayor utilidad práctica para la monitorización.

En una persona sin VM, el V_i normal estandarizado al peso ideal es de ~6,6 ml/kg y la C_{dyn} es de ~200 ml/cmH₂O (16). La C_{dyn} en pacientes sin VM se determina suponiendo un $V_i = 0$ ml, volumen final igual al V_r , presión inicial = 0 cmH₂O y presión final = P_{insp} :

$$C_{\text{dyn}} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

$$C_{\text{dyn}} = \frac{V_t - 0 \text{ ml}}{P_{\text{insp}} - 0 \text{ cmH}_2\text{O}}$$

$$C_{\text{dyn}} = \frac{V_t}{P_{\text{insp}}}$$

Durante la VM la presión inicial es igual al valor de PEEP, mientras que la P_{insp} es sustituida por la presión inspiratoria pico (P_{ip}), que también es conocida como presión máxima en la vía aérea (P_{max}). Al sustituirlas en la ecuación:

$$C_{\text{dyn}} = \frac{V_t}{P_{\text{IP}} - \text{PEEP}}$$

Los valores normales de C_{dyn} en pacientes bajo VMI son de ~10-20 % del valor de la C_{st} (9). La interpretación de esta ecuación requiere especial cuidado, ya que la P_{ip} está condicionada por las resistencias agregadas del circuito de ventilación, cánula traqueal y vía aérea de conducción del paciente. Por lo tanto, la P_{ip} tiene un valor más alto que la presión al inicio del flujo de aire en la inspiración. Esto significa que no depende solo de las propiedades del pulmón y de la caja torácica (17).

Por otro lado, la C_{st} se calcula durante la maniobra de pausa inspiratoria, en la cual se hace una oclusión de la vía aérea al final de la inspiración durante 2 a 3 segundos. Tras ello, se elimina el componente resistivo de la presión y las presiones de la vía aérea tienden a igualarse, dando como resultado una meseta de presión (P_{meseta}) (18). No deben existir fugas en el circuito para que esta medición sea posible, e idealmente el paciente debe estar bajo sedación y bloqueo neuromuscular para abolir el componente de P_{mus} (13). Al eliminar los componentes de la presión atribuibles a la resistencia y el flujo, se obtiene la medición de la presión que más se asemeja a la presión alveolar. Por lo tanto:

$$P_{\text{meseta}} \approx P_{\text{alv}}$$

La C_{st} se calcula de la siguiente forma, al suponer $V_i = 0 \text{ ml}$, presión final = P_{meseta} y presión inicial = PEEP:

$$C_{\text{st}} = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

$$C_{\text{st}} = \frac{V_t - 0 \text{ ml}}{P_{\text{meseta}} - \text{PEEP}}$$

$$C_{\text{st}} = \frac{V_t}{P_{\text{meseta}} - \text{PEEP}}$$

Es importante tomar en cuenta la PEEP total, que incluye la suma de PEEP programada más PEEP intrínseco (en ocasiones denominada auto-PEEP) en caso de estar presente. La C_{st} normal es de 50-100 ml/cmH₂O (1). En pacientes con enfermedades restrictivas del parénquima pulmonar como el SDRA, neumonía, enfermedad intersticial pulmonar, entre otras, suele ser < 50 ml/cmH₂O (3). Los valores < 25 ml/cmH₂O traducen restricción grave con requerimientos de presión muy altos que permiten movilizar muy poco volumen (19). La relación entre la presión y el volumen no es lineal —la C_{st} es baja con volúmenes corrientes bajos, aumenta con volúmenes intermedios y disminuye con niveles altos de volumen pulmonar—, lo cual se acentúa en escenarios de restricción.

Suponiendo que un paciente de 70 kg bajo VMI se encuentra con los parámetros de la Figura 1, es posible calcular C_{dyn} y C_{st} tomando en cuenta que se determinó una $P_{meseta} = 12$ cmH₂O, sin presencia de PEEP intrínseco (Tabla 1, Paciente 0).

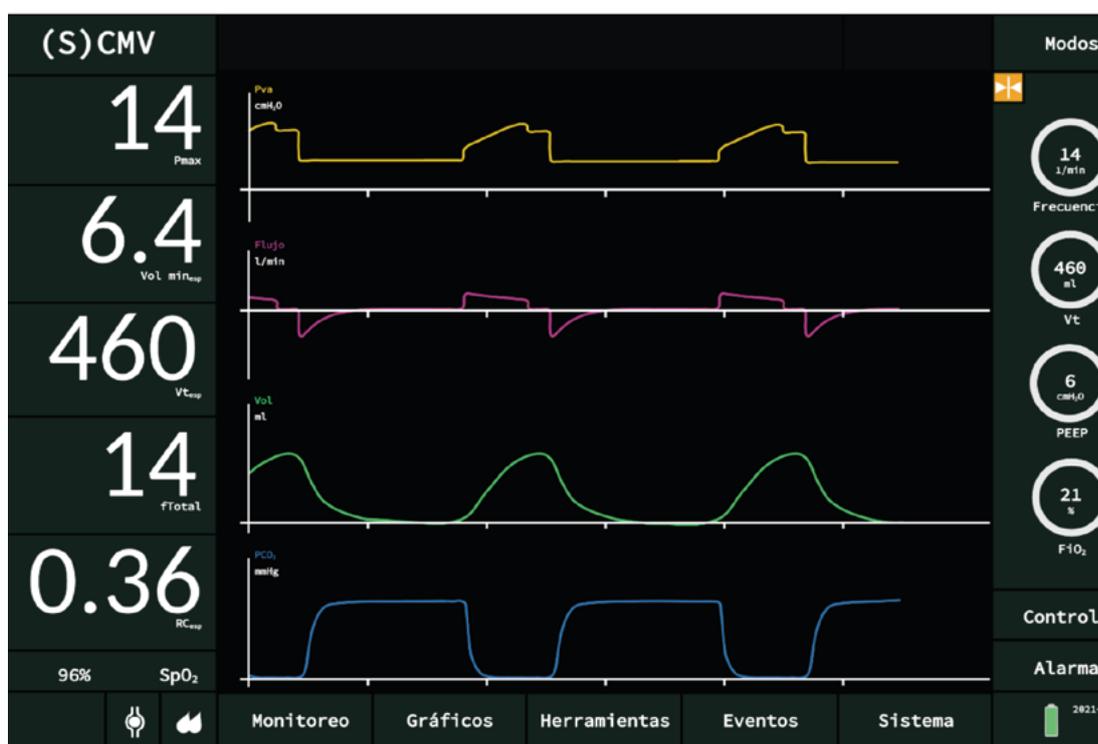


Figura 1. Curvas de presión/tiempo, flujo/tiempo, volumen/tiempo y PCO₂/tiempo (en orden descendente) de un paciente bajo ventilación mecánica invasiva sin enfermedad pulmonar.

Fuente: elaboración propia mediante Biorender.com

Tabla 1. Cálculos e interpretaciones de los componentes de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio

Parámetro	Paciente 0: sin enfermedad	Paciente 1: SDRA (restrictivo)	Paciente 2: broncoespasmo (obstrucción)	Interpretación
Rango de referencia (1): 50 a 100 ml/cmH2O				
<p>Compliancia estática (C_{st})</p> $C_{st} = \frac{V_t}{P_{meseta} - PEEP}$	$C_{st} = \frac{460 \text{ ml}}{12 \text{ cmH}_2\text{O} - 6 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{st} = \frac{460 \text{ ml}}{6 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{st} = 76,6 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}$	$C_{st} = \frac{500 \text{ ml}}{30 \text{ cmH}_2\text{O} - 5 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{st} = \frac{500 \text{ ml}}{25 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{st} = 20 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}$	$C_{st} = \frac{600 \text{ ml}}{18 \text{ cmH}_2\text{O} - 5 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{st} = \frac{600 \text{ ml}}{13 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{st} = 46,6 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}$	<p>Paciente 1: la C_{st} está disminuida y las presiones están elevadas a nivel alveolar. Paciente 2: la C_{st} está disminuida, pero cercana a normal. Podría deberse a enfisema pulmonar avanzada, afeción de la caja torácica (ej. obesidad) o más probablemente a edema alveolar por la infección asociada a exacerbación de EPOC.</p>
Rango de referencia (9): 10-20 % menor a C_{st}				
<p>Compliancia dinámica (C_{dyn})</p> $C_{dyn} = \frac{V_t}{P_{IP} - PEEP}$	$C_{dyn} = \frac{460 \text{ ml}}{14 \text{ cmH}_2\text{O} - 6 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{dyn} = \frac{460 \text{ ml}}{8 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{dyn} = 57,5 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}$ <p>Con respecto a C_{st}:</p> $C_{dyn} = C_{st} - (25 \% C_{st})$	$C_{dyn} = \frac{500 \text{ ml}}{33 \text{ cmH}_2\text{O} - 5 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{dyn} = \frac{500 \text{ ml}}{28 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{dyn} = 17,9 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}$ <p>Con respecto a C_{st}:</p> $C_{dyn} = C_{st} - (10,5 \% C_{st})$	$C_{dyn} = \frac{600 \text{ ml}}{45 \text{ cmH}_2\text{O} - 5 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{dyn} = \frac{600 \text{ ml}}{40 \text{ cmH}_2\text{O}}$ $C_{dyn} = 15 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}$ <p>Con respecto a C_{st}:</p> $C_{dyn} = C_{st} - (67,8 \% C_{st})$	<p>Paciente 1: la C_{dyn} es la esperada para C_{st}. Indica afeción pulmonar (por disminución de C_{st}) y no de vía aérea. Paciente 2: la C_{dyn} está marcadamente disminuida respecto a C_{st} debido a resistencias elevadas, lo que traduce un problema de vía aérea.</p>
Rango de referencia: 0,006 a 0,0133 cmH2O/ml				
<p>Elastancia estática (E_{st})</p> $E_{st} = \frac{1}{C_{st}}$	$E_{st} = \frac{1}{76,6 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}}$ $E_{st} = 0,013 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}$	$E_{st} = \frac{1}{20 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}}$ $E_{st} = 0,05 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}$	$E_{st} = \frac{1}{46,1 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}}$ $E_{st} = 0,021 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}$	<p>Paciente 1: la E_{st} está aumentada al doble que la del paciente 2 debido a que en la restricción es más evidente la afeción elástica que traduce afeción pulmonar fija. Paciente 2: la E_{st} está aumentada, lo cual podría reflejar afeción avanzada del pulmón (enfisema), de la caja torácica (ej. obesidad) o edema alveolar por infección asociada a exacerbación de EPOC.</p>

Tabla 1. Cálculos e interpretaciones de los componentes de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio

Parámetro	Paciente 0: sin enfermedad	Paciente 1: SDRA (restrictivo)	Paciente 2: broncoespasmo (obstrucción)	Interpretación
				Rango de referencia: 0,0125 a 0,02 cmH ₂ O/ml
Elastancia dinámica (E _{dyn})	$E_{dyn} = \frac{1}{57,5 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}}$ $E_{dyn} = \frac{1}{C_{dyn}}$	$E_{dyn} = \frac{1}{17,9 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}}$ $E_{dyn} = 0,056 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}$	$E_{dyn} = \frac{1}{15 \frac{\text{ml}}{\text{cmH}_2\text{O}}}$ $E_{dyn} = 0,066 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}$	Paciente 1: la E _{dyn} está aumentada, lo cual podría deberse a dificultad del SR para retornar a su estado inicial tras la inspiración. Paciente 2: la E _{dyn} está aumentada en mayor medida que la del paciente 1, debido a que en la obstrucción los cambios dinámicos son más evidentes y a que V _{insp} es mayor.
				Rango de referencia: 2,5 a 4 cm H ₂ O
Presión transalveolar (P _{ta})	P _{ta} = 14 cmH ₂ O – 12 cmH ₂ O P _{ta} = P _{IP} – P _{meseta} P_{ta} = 2 cmH₂O	P _{ta} = 33 cmH ₂ O – 30 cmH ₂ O P_{ta} = 3 cmH₂O	P _{ta} = 45 cmH ₂ O – 18 cmH ₂ O P_{ta} = 27 cmH₂O	Paciente 1: la P _{ta} es normal. Aunque las presiones son altas, estas dependen del parénquima durante todo el ciclo ventilatorio. Paciente 2: la P _{ta} está aumentada. El menor calibre de la vía aérea por el broncoespasmo aumenta las presiones durante el ciclo ventilatorio.
Flujo inspiratorio (V _{insp})	$\dot{V}_{insp} = \frac{0,46 \text{ L}}{1 \text{ s}}$ $\dot{V}_{insp} = \frac{V_t}{t_{insp}}$ $\dot{V}_{insp} = 0,46 \text{ L/s}$	$\dot{V}_{insp} = \frac{0,5 \text{ L}}{0,5 \text{ s}}$ $\dot{V}_{insp} = 1 \text{ L/s}$	$\dot{V}_{insp} = \frac{0,6 \text{ L}}{0,33 \text{ s}}$ $\dot{V}_{insp} = 1,82 \text{ L/s}$	Este valor depende de los parámetros programados en el ventilador.
				Rango de referencia: <10 cm H ₂ O/L/s
Resistencia de la vía aérea (R _{aw}) en la inspiración	$R_{aw} = \frac{14 \text{ cmH}_2\text{O} - 12 \text{ cmH}_2\text{O}}{0,46 \text{ L/s}}$ $R_{aw} = \frac{2 \text{ cmH}_2\text{O}}{0,46 \text{ L/s}}$ R_{aw} = 4,34 cmH₂O/L/s	$R_{aw} = \frac{33 \text{ cmH}_2\text{O} - 30 \text{ cmH}_2\text{O}}{1 \text{ L/s}}$ $R_{aw} = \frac{3 \text{ cmH}_2\text{O}}{1 \text{ L/s}}$ R_{aw} = 3 cmH₂O/L/s	$R_{aw} = \frac{45 \text{ cmH}_2\text{O} - 18 \text{ cmH}_2\text{O}}{1,82 \text{ L/s}}$ $R_{aw} = \frac{27 \text{ cmH}_2\text{O}}{1,82 \text{ L/s}}$ R_{aw} = 14,83 cmH₂O/L/s	Paciente 1: la R _{aw} es normal. El flujo de aire no es impedido por la vía aérea de conducción ni por los circuitos del ventilador. Paciente 2: aumentado; el menor calibre de la vía aérea de conducción dificulta el flujo de aire.
O lo que es lo mismo:				
	$R_{aw} = \frac{P_{ta}}{\dot{V}_{insp}}$			

Fuente: elaboración propia

Un error frecuente en la interpretación de la C_{st} es no considerar que la fórmula no recoge los cambios de distensibilidad a diferentes V_t . Por ejemplo, un niño requerirá un menor V_t que un adulto. Para ello, la compliancia específica (C_{esp}) relaciona la C_{rs} con el V_t al que esta se mide y su relación con la capacidad residual funcional (CRF). Sin embargo, esto requiere de pruebas de función pulmonar, por lo que no es práctico su uso rutinario. Sin embargo, ha sido particularmente usada para observar el reclutamiento alveolar en respuesta al incremento de PEEP en pacientes con SDRA:

$$C_{esp} = \frac{C}{CRF}$$

Elastancia del sistema respiratorio

La *elastancia* es el inverso de la compliancia, es decir, la relación entre el cambio de presión y cambio de volumen. Describe la tendencia a la contracción del SR para restaurar su forma original.

$$E = \frac{1}{C}$$

$$E = \frac{\Delta P}{\Delta V}$$

Similar a los conceptos de compliancia, la elastancia dinámica (E_{dyn}) se determina cuando hay flujo de aire, mientras que la elastancia estática (E_{st}) se mide durante una pausa inspiratoria. La E_{dyn} y E_{st} normales oscilan entre 0,0125 y 0,02 cmH₂O/ml y 0,006 a 0,0133 cmH₂O/ml, respectivamente. Sin embargo, los valores de E_{dyn} aumentan a mayores flujos (20), algo que ocurre cuando aumenta la frecuencia respiratoria, cuando se reduce el tiempo inspiratorio o cuando aumenta el V_t . Por otro lado, el incremento en la PEEP se relaciona con una disminución de la E al evitar que el pulmón se contraiga completamente durante la fase espiratoria (21). En la Tabla 1, Paciente 0 se muestran los cálculos de E_{st} y E_{dyn} .

La contribución a la elastancia a partir del componente pulmonar (E_L) y de la caja torácica (E_{CW}) afectan de manera similar la E_{dyn} y la E_{st} en pacientes normales y pacientes con enfermedad pulmonar restrictiva. En los primeros la contribución de E_L (~55 %) y E_{CW} (~45 %) son similares (20), mientras que en la fibrosis pulmonar idiopática —una enfermedad pulmonar restrictiva— aumenta marcadamente el componente de E_L (~85 %) sobre E_{CW} (~15 %) (22). Por otro lado, en la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) las contribuciones sobre la E_{st} son similares a las de pacientes normales — E_L (~60 %) y E_{CW} (~40 %)—; sin embargo, para la E_{dyn} aumenta ligeramente E_L (~65 %) sobre E_{CW} (~45 %) (23). Lo que esto traduce es que en enfermedades pulmonares restrictivas la afección es marcada tanto en la mecánica estática como dinámica, mientras que en pacientes con obstrucción es predominantemente evidente en la fase dinámica.

Resistencia al flujo de aire

El *flujo de aire* (V) es el movimiento de aire a través de un área determinada, lo cual depende de una diferencia de presión. El V va desde una presión mayor a una menor, es variable durante el ciclo respiratorio y está inversamente relacionado con la R_{aw} . El V en la vía aérea se modifica por las siguientes variables: velocidad del flujo (v), radio de la vía aérea (r), densidad del gas (ρ) y viscosidad del gas (η). A partir de ello, acontecen dos tipos de flujos: turbulento y laminar. El primero está presente en las vías aéreas grandes y en las bifurcaciones, y el segundo está presente en la vía aérea

terminal (24). La R_{aw} inspiratoria describe la oposición al flujo a través del SR o la relación entre el cambio de presión y el cambio de flujo (25). Se expresa en $\text{cmH}_2\text{O/L/s}$.

$$R_{aw} = \frac{\Delta P}{\Delta \dot{V}}$$

La R_{aw} está compuesta por la resistencia de las vías aéreas del paciente, la cánula endotraqueal, los equipos de medición y circuitos de VM, el parénquima pulmonar y la caja torácica. Como se mencionó anteriormente, el componente resistivo no está presente en ausencia de flujo cuando se realiza la maniobra de pausa inspiratoria. Es por ello que la R_{aw} inspiratoria se calcula a partir de la diferencia entre la presión máxima en la vía aérea y la presión meseta —lo cual se conoce como *presión transaérea* (P_{ta})— dividido entre el flujo inspiratorio. Los valores normales de la P_{ta} en pacientes adultos van de 2,5 a 4 cmH_2O . En caso de obstrucción al V, la P_{ip} se incrementa, pero no la P_{meseta} , por lo que la P_{ta} aumenta. Para el cálculo de la R_{aw} inspiratoria se utiliza la siguiente fórmula:

$$R_{aw} = \frac{P_{IP} - P_{meseta}}{\dot{V}}$$

En el caso del paciente que hemos usado de ejemplo (Figura 1) es posible calcular la R_{aw} inspiratoria. Para ello, se debe calcular previamente el flujo inspiratorio (V_{insp}), que es el V_t inspiratorio —en litros— dividido entre el tiempo inspiratorio (t_{insp}) —un segundo en este caso— (Tabla 1, Paciente 0).

A mayor R_{aw} , se requiere una mayor velocidad de flujo para poder vencerla y lograr el paso del volumen de aire hacia la vía aérea inferior y los alveolos. La R_{aw} es mayor en la tráquea y disminuye gradualmente hasta llegar a los alveolos. Por lo tanto, en la inspiración se requiere una mayor velocidad de flujo al inicio para vencer la resistencia impuesta por la primera bifurcación de los bronquios. La velocidad disminuye paulatinamente conforme avanza por los bronquiolos, que generan una resistencia menor, hasta llegar a los alveolos. Durante la espiración ocurre lo inverso, ya que la R_{aw} se incrementa conforme el gas sale de los alveolos e ingresa a la vía aérea de conducción de los bronquiolos y posteriormente a los bronquios. En situaciones de obstrucción de la vía aérea, la inspiración del ventilador vence la R_{aw} . Debido a que la espiración es un mecanismo dependiente del paciente, es posible que no venza la R_{aw} , ocasionando atrapamiento aéreo (26).

A manera de resumen, la presión ejercida en cada momento en el SR tiene los siguientes componentes: 1) elástico, necesario para la distensión del parénquima pulmonar, 2) resistivo, necesario para hacer avanzar el flujo de aire contra las resistencias de la vía aérea, y 3) inercial, debido a los cambios en el parénquima pulmonar causados por la aceleración del flujo de aire. Por lo tanto, la carga elástica es la presión requerida para vencer la elasticidad del SR y la carga resistiva es la presión requerida para vencer la resistencia al flujo del circuito del ventilador, el tubo endotraqueal y las vías respiratorias. El componente inercial es despreciable y no medible en la cabecera del paciente (25).

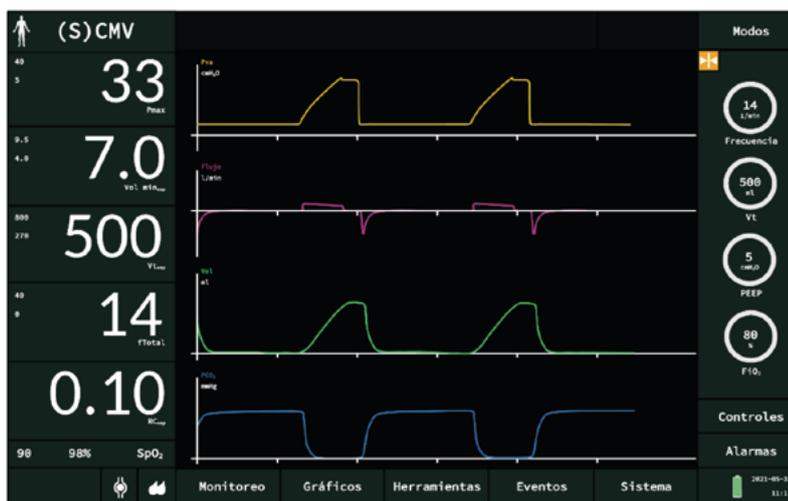
Modificación de la EMSR en escenarios patológicos

La EMSR puede ser utilizada durante el monitoreo continuo de la persona que está bajo VMI para la toma de decisiones orientadas según las características de la enfermedad. Con la intención de optimizar la ventilación según las necesidades del paciente, es posible predecir los cambios que ocurrirán al momento de realizar ajustes a los parámetros programados del ventilador. A continuación, se presentan dos escenarios clínicos comunes en los que se aplica la EMSR para la toma de decisiones en la cabecera.

Escenario 1: restricción

En el primer escenario de restricción tenemos a un paciente masculino que se encuentra bajo VMI, sedoanalgesia y bloqueo neuromuscular debido a SDRA —caracterizado por inflamación heterogénea de la membrana alveolocapilar, edema, disfunción del surfactante pulmonar, proliferación celular y fibrosis, que ocasionan una disminución marcada de la C_{1s} —se encuentra con los parámetros ventilatorios que se muestran en la Figura 2a. La P_{meseta} es de 30 cmH₂O y el t_{insp} de 0,5 segundos. En la Tabla 1 (paciente 1) se muestran los cálculos e interpretaciones de los componentes necesarios para sustituirlos y realizar el cálculo de la EMSR.

a.



b.

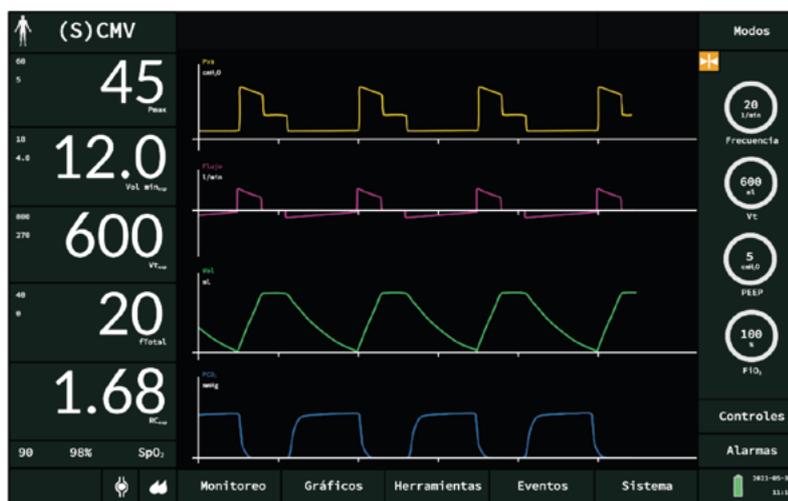


Figura 2. Curvas de presión/tiempo, flujo/tiempo, volumen/tiempo y PCO₂/tiempo (en orden descendente) de dos pacientes bajo ventilación mecánica invasiva.

a. escenario restrictivo b. patrón obstructivo Fuente: elaboración propia mediante Biorender.com

Es posible observar que la C_{st} de este paciente con SDRA se encuentra muy disminuida. Dicho de otra forma, la E_{st} se encuentra muy aumentada debido a afección pulmonar grave de características restrictivas. Situaciones similares pueden presentarse en otros escenarios como neumonía grave, obesidad, incremento de la presión intraabdominal, entre otros (27). La R_{aw} de este paciente se encuentra dentro del rango de valores normales. Por lo tanto, la P_{ta} —equivalente a la presión resistiva— se encuentra dentro del rango normal (1).

Para aplicar la EMSR en este paciente es necesario tomar en cuenta algunas suposiciones iniciales:

$$P_{rs} = P_{mus} + (V_t \times E) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$$

Al estar bajo sedoanalgesia y bloqueo neuromuscular, se elimina el componente de P_{mus} . Por lo tanto:

$$P_{rs} = (V_t \times E) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$$

En este caso podemos usar únicamente la E_{st} , ya que no estamos considerando la mecánica de la caja torácica. Existen adaptaciones a la fórmula para poder evaluar el componente de elastancia de la caja torácica (E_{dyn}) (9).

$$P_{rs} = (V_t \times E_{st}) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$$

En la Tabla 2, Paciente 1 se muestran los cálculos y aplicaciones de la EMSR para este paciente.

Tabla 2. Cálculos y aplicaciones de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio en dos escenarios de restricción y obstrucción

	Paciente 1: SDRA (restrictivo)	Paciente 2: broncoespasmo (obstrucción)
	$P_{rs} = (V_t \times E_{st}) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$	$P_{rs} = (V_t \times E_{st}) + (R_{aw} \times \dot{V}) + PEEP$
	Sustituyendo con los valores de la Tabla 1, paciente 1:	Sustituyendo con los valores de la Tabla 1, paciente 2:
Cálculos de EMSR	$P_{rs} = (500 \text{ ml} \times 0.05 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}) + (3 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{L/s}} \times 1 \text{ L/s}) + 5 \text{ cmH}_2\text{O}$ $P_{rs} = 25 \text{ cmH}_2\text{O} + 3 \text{ cmH}_2\text{O} + 5 \text{ cmH}_2\text{O}$ <p style="text-align: center;">$P_{rs} = 33 \text{ cmH}_2\text{O}$</p>	$P_{rs} = (600 \text{ ml} \times 0.022 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{ml}}) + (14.85 \frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{L/s}} \times 1.82 \text{ L/s}) + (5 \text{ cmH}_2\text{O})$ $P_{rs} = 13 \text{ cmH}_2\text{O} + 27 \text{ cmH}_2\text{O} + 5 \text{ cmH}_2\text{O}$ <p style="text-align: center;">$P_{rs} = 45 \text{ cmH}_2\text{O}$</p>
Aplicación	Se puede observar que la P_{rs} es igual al valor medido por el ventilador mecánico de P_{max} (sinónimo de PIP). Asimismo, es posible concluir que el principal determinante de la P_{rs} es la elastancia elevada. Desafortunadamente, no podemos modificar con facilidad la elastancia mediante ajustes en los parámetros del ventilador, puesto que esta se debe a la rigidez del pulmón por el SDRA. Sin embargo, es posible disminuir el V_t para así reducir la P_{rs} . Otras estrategias que tienen el potencial de disminuir la E y, por consiguiente, bajar la P_{rs} , son las maniobras de reclutamiento alveolar como la posición prona, entre otras (4).	En este caso el mayor contribuyente a la P_{rs} es el componente resistivo. Sin embargo, se debe corroborar que el aumento de resistencias no sea debido a problemas del circuito o la cánula (ej. acodamientos, cánula endotraqueal de pequeño calibre), tapones mucosos, secreciones u otros. Al auscultar el tórax del paciente se evidencian sibilancias, por lo cual se sospecha que el aumento de las resistencias es debido a broncoespasmo. Ante esta sospecha diagnóstica se decide iniciar tratamiento con un broncodilatador de acción corta.

Fuente: elaboración propia

Escenario 2: obstrucción al flujo de aire

En el segundo escenario de obstrucción tenemos un paciente adulto mayor masculino con antecedente de EPOC asociado a tabaquismo intenso, quien se encuentra en sus primeras horas bajo VMI, sedoanalgesia y bloqueo neuromuscular debido a insuficiencia respiratoria crónica agudizada en el contexto de EPOC exacerbado de etiología infecciosa. El antecedente de tabaquismo intenso se asocia a enfisema pulmonar —destrucción de las paredes alveolares por inflamación y liberación de enzimas— que mecánicamente causa un aumento en la C_{rs} . Al mismo tiempo, la pérdida de las estructuras de sostén de la vía aérea ocasiona que durante la espiración haya un colapso exagerado en la vía aérea pequeña (<2 mm), por lo cual es mucho más difícil volver a expandir la vía aérea a la inspiración (28). Al haber una gran oposición al V_{insp} , existe un aumento importante en la R_{aw} . Adicionalmente, los pacientes con EPOC pueden presentar obstrucción al flujo aéreo por inflamación bronquial y bronquiolar aguda o por broncoconstricción aguda (29). El paciente de este caso se encuentra con los parámetros ventilatorios mostrados en la Figura 2b.

Como nota aclaratoria, aunque se considera que el modo controlado por presión es más adecuado para pacientes con enfermedad obstructiva al permitir un mejor control de la P_{SR} , esto no significa que los modos controlados por volumen estén contraindicados (29). La P_{meseta} en este caso es de 18 cmH₂O y el t_{insp} de 0,33 segundos. En la Tabla 1, Paciente 2 se muestran los cálculos e interpretaciones de los componentes necesarios para sustituirlos en la EMSR, mientras que en la Tabla 2, Paciente 2 se muestran los cálculos y aplicaciones de la EMSR.

Conclusión

La toma de decisiones basada en la ecuación del movimiento del sistema respiratorio permite realizar ajustes en los parámetros ventilatorios según las características y enfermedades del paciente que está bajo ventilación mecánica. Pocos estudios sobre la EMSR han sido realizados en poblaciones latinas, por lo que es importante caracterizar de mejor manera estos parámetros en dichas poblaciones.

Referencias

1. Hess DR. Respiratory Mechanics in Mechanically Ventilated Patients. *Respir Care* [Internet]. 2014;59(11):1773–94. <https://doi.org/10.4187/respcare.03410>
2. Rodarte JR, Rehder K. Dynamics of Respiration. En: *Comprehensive Physiology*. Wiley; 2011. p. 131–44.
3. Vandenbunder B, Ehrmann S, Piagnerelli M, Sauneuf B, Serck N, Soumagne T, et al. Static compliance of the respiratory system in COVID-19 related ARDS: an international multicenter study. *Crit Care* [Internet]. 2021;25(1):1–11. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-03433-0>
4. Acute Respiratory Distress Syndrome Network, Brower RG, Matthay MA, Morris A, Schoenfeld D, Thompson BT, et al. Ventilation with lower tidal volumes as compared with traditional tidal volumes for acute lung injury and the acute respiratory distress syndrome. *N Engl J Med*. 2000 May 4;342(18):1301–8. <https://doi.org/10.1056/NEJM200005043421801>
5. Hickling KG, Walsh J, Henderson S, Jackson R. Low mortality rate in adult respiratory distress syndrome using low-volume, pressure-limited ventilation with permissive hypercapnia: A prospective study. *Crit Care Med* [Internet]. 1994 Oct;22(10):1568–78 <https://doi.org/10.1097/00003246-199422100-00011>
6. Hodgson CL, Cooper DJ, Arabi Y, King V, Bersten A, Bihari S, et al. Maximal Recruitment Open Lung Ventilation in Acute Respiratory Distress Syndrome (PHARLAP). A Phase II, Multicenter Randomized Controlled Clinical Trial. *Am J Respir Crit Care Med* [Internet]. 2019 Dec 1;200(11):1363–72. <https://doi.org/10.1164/rccm.201901-0109OC>
7. Koppurapu VS, Puliaiev M, Doerschug KC, Schmidt GA. Ventilated Patients With COVID-19 Show Airflow Obstruction. *J Intensive Care Med* [Internet]. 2021;36(6):696–703. <https://doi.org/10.1177/08850666211000601>

8. Reddy RM, Guntupalli KK. Review of ventilatory techniques to optimize mechanical ventilation in acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis* [Internet]. 2007;2(4):441–52. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18268918/>
9. García-Prieto E, Amado-Rodríguez L, Albaiceta GM. Monitorization of respiratory mechanics in the ventilated patient. *Med Intensiva (Engl Ed)* [Internet]. 2014;38(1):49–55. <https://doi.org/10.1016/j.medicine.2013.09.001>
10. Mortola JP, Saetta M, Fox G, Smith B, Weeks S. Mechanical aspects of chest wall distortion. *J Appl Physiol* (1985) [Internet]. 1985 Aug 1;59(2):295–304. <https://doi.org/10.1152/jappl.1985.59.2.295>
11. Tobin MJ, editor. Physiologic basis of mechanical ventilation. *Ann Am Thorac Soc* [Internet]. 2018;15:S49–52. <https://doi.org/10.1513/AnnalsATS.201705-417KV>
12. Milic-Emili J, editor. *Applied Physiology in Respiratory Mechanics*. Milano: Springer Milan; 1998. 223 p.
13. Harris RS. Pressure volume curves. *Respir Care* [Internet]. 2005;50(1):78–99. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15636647/>
14. Kumar KR, Kirsch RE, Hornik CP. Cardiovascular physiology for intensivists. *Crit Hear Dis Infants Child* [Internet]. 2019;111-133.e5. <https://doi.org/10.1016/B978-1-4557-0760-7.00013-9>
15. Hess DR, Bigatello LM. The chest wall in acute lung injury/acute respiratory distress syndrome. *Curr Opin Crit Care* [Internet]. 2008 Feb;14(1):94–102. <https://doi.org/10.1097/MCC.0b013e3282f40952>
16. Desai JP, Moustarah F. Pulmonary Compliance [Internet]. *Stat Pearls*. 2020 [Citado oct 11 2021]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK538324>
17. Lucangelo U, Bernabé F, Blanch L. Respiratory mechanics derived from signals in the ventilator circuit. *Respir Care* [Internet]. 2005;50(1):55–65. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15636645/>
18. Foti G, Cereda M, Banfi G, Pelosi P, Fumagalli R, Pesenti A. End-inspiratory airway occlusion: A method to assess the pressure developed by inspiratory muscles in patients with acute lung injury undergoing pressure support. *Am J Respir Crit Care Med* [Internet]. 1997 Oct;156(4 PART I):1210–6. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.156.4.96-02031>
19. Cairo JM. *Pilbeam's mechanical ventilation: physiological and clinical applications*. 6th ed. Missouri: Elsevier; 2016. 571 p.
20. D'Angelo E, Robatto FM, Calderini E, Tavola M, Bono D, Torri G, et al. Pulmonary and chest wall mechanics in anesthetized paralyzed humans. *J Appl Physiol* (1985) [Internet]. 1991;70(6):2602–10. <https://doi.org/10.1152/jappl.1991.70.6.2602>
21. Aliverti A, Dellacà R, Lo Mauro A, Carlesso E, Del Frate W, Pelosi P, et al. Effects of PEEP and tidal volume on elastances and distribution of volume changes of the different chest wall compartments. *Crit Care* [Internet]. 2000;4(1):P121. <https://doi.org/10.1186/cc841>
22. Nava S, Rubini F. Lung and chest wall mechanics in ventilated patients with end stage idiopathic pulmonary fibrosis. *Thorax* [Internet]. 1999;54(5):390–5. <https://doi.org/10.1136/thx.54.5.390>
23. Guerin C, Coussa ML, Eissa NT, Corbeil C, Chasse M, Braidy J, et al. Lung and chest wall mechanics in mechanically ventilated COPD patients. *J Appl Physiol* (1985) [Internet]. 1993;74(4):1570–80. <https://doi.org/10.1152/jappl.1993.74.4.1570>
24. Grinnan DC, Truwit JD. Clinical review: Respiratory mechanics in spontaneous and assisted ventilation. *Crit Care* [Internet]. 2005;9(5):472–84. <https://doi.org/10.1186/cc3516>
25. Lanteri CJ, Petak F, Gurrin L, Sly PD. Influence of inertance on respiratory mechanics measurements in mechanically ventilated puppies. *Pediatr Pulmonol* [Internet]. 1999 Aug;28(2):130–8. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10423313/>
26. Jain M, Sznajder JI. Bench-to-bedside review: Distal airways in acute respiratory distress syndrome. *Crit Care* [Internet]. 2007;11(1):206. <https://doi.org/10.1186/cc5159>
27. Malbrain MLNG, Deeren D, De Potter TJR. Intra-abdominal hypertension in the critically ill: it is time to pay attention. *Curr Opin Crit Care* [Internet]. 2005 Apr;11(2):156–71. <https://doi.org/10.1097/01.ccx.0000155355.86241.1b>
28. Boron WF, Boulpaep EL. *Medical physiology*. 3rd ed. Philadelphia: Elsevier; 2016. 11312 p.
29. Davidson AC. The pulmonary physician in critical care 11: Critical care management of respiratory failure resulting from COPD. *Thorax* [Internet]. 2002 Dec;57(12):1079–84. <https://doi.org/10.1136/thorax.57.12.1079>