

Ignacio Fernández Ceballos^{a,b,*}, Ivan A. Huespe^a,
Indalecio Carboni Bisso^a, Marcos J. Las Heras^a

^a Critical Care Department, Hospital Italiano de Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina

^b Critical Care Department, Hospital Italiano de San Justo Agustín Roca, Buenos Aires, Argentina

* Corresponding author.

E-mail address: ignacio.fernandez@hospitalitaliano.org.ar (I. Fernández Ceballos).

<https://doi.org/10.1016/j.medin.2024.10.005>

0210-5691/ © 2024 Elsevier España, S.L.U. and SEMICYUC. All rights are reserved, including those for text and data mining, AI training, and similar technologies.

De ecuaciones geométricas a estrategias dinámicas: avances en la personalización de la ventilación mecánica mediante la potencia mecánica



From geometric equations to dynamic strategies: Advances in the personalization of mechanical ventilation through mechanical power

Sr. Editor:

El concepto de potencia mecánica en ventilación mecánica se deriva intrínsecamente de la ecuación del movimiento respiratorio. La ecuación del movimiento en ventilación mecánica es una herramienta fundamental para comprender la interacción entre las fuerzas aplicadas por el ventilador y las propiedades biomecánicas del sistema respiratorio en un plano monodimensional. Esta ecuación describe cómo las presiones ventilatorias deben ajustarse para generar el flujo de aire necesario y vencer las fuerzas elásticas y resistivas de los pulmones y la caja torácica¹.

Sin embargo, la potencia mecánica va un paso más allá al integrar estas fuerzas sobre una base cíclica y dinámica, multiplicando el trabajo respiratorio por la frecuencia respiratoria para obtener la tasa total de transferencia de energía. Esto es fundamental, ya que las fuerzas repetitivas aplicadas a los pulmones durante la ventilación mecánica pueden acumularse y conducir a microlesiones y daño estructural, un fenómeno que no puede ser totalmente capturado al medir simplemente presiones estáticas o volúmenes².

El concepto fue formalizado en la literatura por primera vez por Gattinoni et al. en 2016. En su fórmula básica incluía parámetros como el volumen corriente (VT), la frecuencia respiratoria (RR), la presión pico (Ppeak) y la *driving pressure*, con un enfoque predominantemente estático. La idea era que la integración de todas estas variables representaba mejor el riesgo total de lesión pulmonar asociada a ventilación mecánica (VALI) que medir cada parámetro de forma aislada (tabla 1). Tanto el trabajo de Gattinoni et al. como el de investigadores posteriores se centraban en cuantificar la energía mecánica aplicada al pulmón desde una perspectiva simplificada, antes denominada volutrauma y barotrauma o tradicionalmente denominada volutrauma y barotrauma, optimizando la ventilación al limitar las presiones inspiratorias máximas y la presión de conducción (ΔP), sin considerar explícitamente la dinámica del tejido pulmonar³.

Tabla 1 Principales ecuaciones propuestas desde el año 2016 para el cálculo de la potencia mecánica en volumen control y presión control

Autor	Año	Potencia mecánica (J/min)*	
		VC	PC
Gattinoni	2016	$= RR \times \Delta V \times (P_{peak} - 1/2 \times \Delta P_{aw})$	—
Serpa (PROVE)	2018	$= V_T \times RR \times (P_{peak} - 1/2 \times \Delta P)$	—
Becher	2019	—	$= RR \times V_T \times (\Delta P_{insp} + PEEP)$
Parthar	2019	$= RR \times DV \times (P_{peak} - 0,5 \times DP)$	—
Arnal	2019	$= RR \{ V_T^2 [1/2 E_{rs} + RR ((1 + 1/E)/(60 + 1/E)) R_{insp}] + V_T \times PEEP \}$	—
Chiumello	2020	$= RR \times V_T \times [P_{peak} - 1/2 (P_{plat} - PEEP)]$	$= RR \times V_T \times (PEEP + \Delta P_{insp})$
Costa/Amato	2021	$= V_T \times RR \times [PEEP + 0,5 \times P + (P_{peak} - P_{plat})]$	—
Becker	2021	$= V_T \times RR \times (P_{peak} - 0,5 \times DP)$	—
Yongpeng	2021	$= RR \times V_T \times (P_{peak} - 1/2 DP)$	—
Zhu	2021	$= V_T \times RR \times (PIP - \Delta P \times 0,5)$	—
Santer	2022	$= RR \times V_T \times (PEEP + 1/2 [P_{plat} - PEEP] + [P_{peak} - P_{plat}])$	—
González-Castro**	2023	$= \text{Strain subrogated} \times PEEP \times \text{Strainrate subrogated} \times RR$	$= \text{Strain subrogated} \times V_{Te} \times PEEP \times \text{Strainrate subrogated} \times RR$

* Aplicar factor de conversión: 0,098.

** Grupo Mechanical Power Day; Grupo WeVent.

En contraste, Santer et al.⁴ (2022) y González-Castro et al.⁵ (2024) avanzan hacia un enfoque biomecánico más dinámico. Incorporan el concepto de *strain* pulmonar (relación entre volumen tidal y capacidad pulmonar) y su tasa de cambio (*strain rate*), abordando la deformación cíclica y su impacto en el daño tisular, en modos controlados por volumen y presión. Esta perspectiva refleja una comprensión más compleja del daño acumulativo inducido por la ventilación, donde no solo la magnitud de las presiones es relevante, sino también la frecuencia y la velocidad de la deformación tisular. Al integrar estos componentes, se pretende ofrecer un modelo predictivo más preciso para evaluar el riesgo de la VALI, suponiendo un esquema que potencialmente capture tanto la energía mecánica transferida como los mecanismos subyacentes de deformación tisular^{4,5}.

Es posible que las perspectivas futuras en el campo de la ventilación mecánica se centren en el avance de los modelos biomecánicos que integran el *strain* y el *strain rate*, lo que permitirá una monitorización más precisa de la deformación pulmonar y del daño tisular en tiempo real, optimizando la ventilación. Esto llevará a un enfoque más dinámico, ajustando los parámetros ventilatorios en función de la resiliencia pulmonar individual, y no solo en función de las presiones y los volúmenes tradicionales.

Autorías

Alejandro González-Castro: Ideación, elaboración y redacción del manuscrito y Aurio Fajardo: Redacción y corrección.

Declaración de IA generativa y tecnologías asistidas por IA en el proceso de redacción

No se han utilizado herramientas de IA en la elaboración del mismo.

Financiación

El presente manuscrito no ha recibido financiación alguna.

Bibliografía

- Gattinoni L, Tonetti T, Cressoni M, Cadringher P, Herrmann P, Moerer O, et al. Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power. *Intensive Care Med.* 2016;42:1567–75, <http://dx.doi.org/10.1007/s00134-016-4505-2>.
- Modesto I, Alapont V, Aguar Carrascosa M, Medina Villanueva A. Clinical implications of the rheological theory in the prevention of ventilator-induced lung injury Is mechanical power the solution? *Med Intensiva (Engl Ed).* 2019;43:373–81, <http://dx.doi.org/10.1016/j.medin.2018.06.005>.
- Giosa L, Busana M, Pasticci I, Bonifazi M, Macrì MM, Romitti F, et al. Mechanical power at a glance: A simple surrogate for volume-controlled ventilation. *Intensive Care Med Exp.* 2019;7:61, <http://dx.doi.org/10.1186/s40635-019-0276-8>.
- Santer P, Wachtendorf LJ, Suleiman A, Houle TT, Fassbender P, Costa EL, et al. Mechanical Power during General Anesthesia and Postoperative Respiratory Failure: A Multicenter Retrospective Cohort Study. *Anesthesiology.* 2022;137:41–54, <http://dx.doi.org/10.1097/ALN.0000000000004256>.
- González-Castro A, Medina Villanueva A, Escudero-Acha P, Fajardo Campoverdi A, Gordo Vidal F, Martín-Loeches I, et al. Mechanical Power Day Group. Comprehensive study of mechanical power in controlled mechanical ventilation: Prevalence of elevated mechanical power and component analysis. *Med Intensiva (Engl Ed).* 2024;48:155–64, <http://dx.doi.org/10.1016/j.medine.2023.11.004>.

Alejandro González-Castro^{a,c,*}
y Aurio Fajardo Campoverdi^{b,c}

^a *Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander, Cantabria, España*

^b *Critical Care Unit, Hospital Biprovincial Quillota-Petorca, Quillota, Región de Valparaíso, Chile*

^c *Grupo Internacional de Ventilación Mecánica WeVent*

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: e409@humv.es (A. González-Castro).

<https://doi.org/10.1016/j.medin.2024.10.003>

0210-5691/ © 2024 Elsevier España, S.L.U. y SEMICYUC. Se reservan todos los derechos, incluidos los de minería de texto y datos, entrenamiento de IA y tecnologías similares.