

Impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio: revisión de definiciones y herramientas no invasivas de ventiladores de cuidados intensivos durante tiempos de pandemia

Francisco Ríos-Castro^{a, b} , Felipe González-Seguel^{a, b*} , Jorge Molina^a 

^a Carrera de Kinesiología, Facultad de Medicina, Clínica Alemana Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile

^b Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, Facultad de Medicina, Clínica Alemana Universidad del Desarrollo, Santiago, Chile

*** Autor de correspondencia**
feligonzalezs@udd.cl

Citación
Ríos-Castro F, González-Seguel F, Molina J. Impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio: revisión de definiciones y herramientas no invasivas de ventiladores de cuidados intensivos durante tiempos de pandemia. *Medwave* 2022;22(03):002550

DOI
10.5867/medwave.2022.03.002550

Fecha de envío
Dec 24, 2021

Fecha de aceptación
Mar 30, 2022

Fecha de publicación
Apr 28, 2022

Palabras clave
Work of Breathing, Mechanical Ventilation, Ventilator Weaning, Intensive Care Units, COVID-19

Correspondencia a
Avenida Plaza 680 Santiago, Chile

Abstract

Los avances tecnológicos de la ventilación mecánica han sido parte esencial del aumento de la sobrevivencia en las unidades de cuidados intensivos. Desde la conexión a la ventilación mecánica, comúnmente se utiliza ventilación controlada sin la consecuente participación de los músculos respiratorios del paciente, con el fin de favorecer la protección pulmonar. El retiro de la ventilación mecánica implica un periodo de transición hacia la respiración espontánea, utilizando principalmente ventilación mecánica asistida. En esta transición, el desafío de los clínicos es evitar la sub y sobre asistencia ventilatoria, minimizando el esfuerzo respiratorio excesivo, daño diafragmático y pulmonar inducidos por la ventilación mecánica. La monitorización con balón esofágico permite mediciones objetivas de la actividad muscular respiratoria en tiempo real, pero aún hay limitaciones para su aplicación rutinaria en pacientes ventilados mecánicamente en la unidad de cuidados intensivos. Al igual que el balón esofágico, la electromiografía de los músculos respiratorios y la ecografía diafragmática son herramientas que permiten monitorizar la actividad muscular de la respiración, siendo mínimamente invasivas y con requerimiento de entrenamiento específico. Particularmente, durante la actual pandemia de enfermedad por coronavirus se ha extendido el uso de herramientas no invasivas disponibles en los ventiladores mecánicos para monitorizar el impulso (*drive*), esfuerzo y trabajo respiratorio, para promover una ventilación mecánica ajustada a las necesidades del paciente. Consecuentemente, el objetivo de esta revisión es identificar las definiciones conceptuales de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio utilizadas en el contexto de la unidad de cuidados intensivos, e identificar las maniobras de medición no invasivas disponibles en los ventiladores de cuidados intensivos para monitorizar impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio. La literatura destaca que, aunque los conceptos de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio se perciben intuitivos, no existe una definición clara. Asimismo, destacados autores los definen como conceptos diferentes.

IDEAS CLAVE

- ◆ La pandemia ha significado un alto volumen de pacientes que requieren ventilación mecánica. La personalización de los ajustes ventilatorios a las necesidades del paciente constituye un desafío para los clínicos.
- ◆ Si bien existen maniobras no invasivas que permiten valorar impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio en ventilación asistida, su uso no es del todo extendido y no todos los ventiladores permiten monitorizar estas variables.
- ◆ Las maniobras más disponibles en los ventiladores son presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos y presión de oclusión espiratoria, las cuales tienen creciente evidencia científica y junto a los conceptos que evalúan, deberían incorporarse a la práctica clínica de los usuarios de la ventilación mecánica.
- ◆ Por su naturaleza, esta revisión narrativa tiene como limitación la potencial omisión de artículos de manera no intencional.

INTRODUCCIÓN

El número de pacientes que se hospitalizan en las unidades de cuidados intensivos requiriendo ventilación mecánica está aumentando en todo el mundo, y en mayor volumen durante la actual pandemia por la enfermedad de coronavirus (COVID-19) [1,2]. Históricamente, los avances tecnológicos y procedimentales de la ventilación mecánica han sido parte esencial del aumento de la sobrevida en la unidad de cuidados intensivos, sobre todo los relacionados con la monitorización y sincronía entre la asistencia del ventilador y la acción de los músculos respiratorios [3]. Desde la conexión a la ventilación mecánica, comúnmente se utiliza ventilación controlada, atenuando o anulando temporalmente la participación de los músculos respiratorios y favoreciendo la protección pulmonar [4].

El retiro de la ventilación mecánica implica un periodo de transición hacia la respiración espontánea [5], el cual desafía a los clínicos a evitar la sub y sobre asistencia de la musculatura respiratoria, minimizando el esfuerzo respiratorio excesivo, diafragmático y pulmonar inducidos por ventilación mecánica [6]. Estas amenazas refuerzan la necesidad de personalizar la ventilación mecánica, identificando ajustes precisos de los parámetros ventilatorios en función de seguimiento de variables fisiológicas específicas y objetivos individualizados [7]. La personalización de los ajustes ventilatorios se torna aún más desafiante durante la ventilación asistida [8], en la que se debe mantener un delicado equilibrio entre la carga de los músculos respiratorios y el soporte del ventilador. Siguiendo el conocimiento de los clínicos, el ajuste de la ventilación asistida se limita mayoritariamente al volumen corriente como indicador de sobre asistencia [9], en vez de considerar parámetros específicos de esfuerzo inspiratorio [8,10].

La medición de la presión esofágica (P_{eso}), mediante balón esofágico, está bien descrita para:

- 1) Caracterizar las propiedades mecánicas del sistema respiratorio (fundamentalmente durante la ventilación mecánica controlada).
- 2) Entender la interacción paciente-ventilador.

- 3) Monitorizar continuamente y en tiempo real la actividad de los músculos respiratorios durante la ventilación mecánica asistida [11,12].

Particularmente, el balón esofágico permite monitorizar respiración a respiración el trabajo respiratorio del paciente (WOB_p) a través de la construcción del diagrama de Campbell [13]. Adicionalmente, permite medir componentes aún más específicos del esfuerzo inspiratorio a través del cálculo del producto presión-tiempo (PTP) y de la presión muscular respiratoria (P_{mus}) [11,12]. Un esfuerzo respiratorio normal se puede identificar con un producto presión-tiempo entre 50 y 150 centímetros de agua por segundo al minuto o con una presión muscular entre cinco y 10 centímetros de agua. Por lo tanto, con el balón esofágico es posible ajustar el soporte respiratorio basado en el desempeño de cada paciente, personalizando así la programación de la ventilación mecánica asistida.

Si bien la monitorización con balón esofágico entrega mediciones objetivas del esfuerzo y trabajo respiratorio, aún hay limitaciones para su aplicación rutinaria en pacientes ventilados. Esto, porque requiere tiempo, equipamiento específico y correcta interpretación fisiológica de señales [11,12]. Alternativamente, la medición de la actividad eléctrica diafragmática permite un buen acercamiento al concepto de esfuerzo respiratorio, ya sea utilizando electromiografía de superficie diafragmática [14] o ventilación asistida ajustada neuronalmente [15]. Sin embargo, estas opciones requieren electrodos o una sonda nasogástrica para funcionar. Por otro lado, la medición de la fracción de acortamiento por medio de la ecografía diafragmática permite una buena aproximación al esfuerzo inspiratorio que se correlaciona bien con variables provenientes del balón esofágico. No obstante ello, sus limitaciones incluyen la necesidad de equipamiento, capacitación y no es continuo ni sincronizado con las formas de onda del ventilador [16]. Es por todo esto que los clínicos requieren técnicas simples, factibles y no invasivas para evaluar la interacción paciente-ventilador y el esfuerzo respiratorio.

Durante los últimos años, y particularmente durante la actual pandemia, se ha puesto énfasis en el estudio del impulso (*drive*) respiratorio y esfuerzo inspiratorio. Esto, por sus particulares

interacciones con la hipoxemia y disnea de los pacientes con síndrome de dificultad respiratoria aguda debido a COVID-19 [17]. Más aún, se ha popularizado el uso de maniobras no invasivas disponibles en los ventiladores de cuidados intensivos para monitorizar impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio, especialmente durante la ventilación con presión de soporte [17–20], con el fin de promover una ventilación mecánica ajustada a las necesidades del paciente. Consecuentemente, el objetivo de esta revisión es primero identificar las definiciones conceptuales de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio disponibles en la literatura para los cuidados intensivos. Secundariamente, también se busca identificar las maniobras no invasivas disponibles en los ventiladores de cuidados intensivos para medir o estimar parámetros de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio.

MÉTODOS

Para la selección de documentos de esta revisión se utilizaron referencias de la búsqueda de un *scoping review* previamente publicado, relacionado con este tópico [21]. Primero, se realizó una actualización de la búsqueda simple en PubMed/MEDLINE combinando palabras clave como: “*respiratory drive*”, “*respiratory effort*”, “*work of breathing*”, “*assisted ventilation*”, “*intensive care unit*” y “*mechanical ventilation*”. Se seleccionaron todos los documentos que respondieran al objetivo, de manera no sistemática y, sin límite de tiempo ni tipo de estudio. Se incluyeron también artículos relacionados a COVID-19. Segundo, se revisaron los manuales de funcionamiento de los ventiladores de cuidados intensivos utilizados en Chile, disponibles en la web. Finalmente, se realizó una revisión en terreno de los ventiladores más utilizados en hospitales y clínicas del país (de forma presencial o remota por video llamada), en busca de maniobras no invasivas para medir o estimar impulso, esfuerzo o trabajo respiratorio. Se visitaron hospitales y empresas hasta lograr incluir las marcas y modelos de los ventiladores

mecánicos más utilizados en Chile durante la pandemia. Se incluyeron todos los ventiladores diseñados para ventilación invasiva con funcionamiento de válvulas, excepto los ventiladores para el transporte biomédico.

Los contenidos de esta revisión se exponen a continuación desde lo más general (abarcando los conceptos fisiológicos y definiciones de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio), hasta la descripción y recolección de las maniobras disponibles en los ventiladores de cuidados intensivos. Para ello, nos basamos en la literatura seleccionada y en la revisión *in situ* de los ventiladores, en especial en las maniobras no invasivas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

DEFINICIONES

La literatura destaca que, aunque los conceptos de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio se perciben intuitivos, no existe una definición clara. Además, destacados autores los definen como conceptos diferentes [22] (Tabla 1). Si bien bajo condiciones de indemnidad del sistema respiratorio, el impulso respiratorio, esfuerzo inspiratorio y trabajo respiratorio tienen una estrecha relación, en condiciones de enfermedad esto puede no siempre cumplirse [23]. Este antecedente justifica distinguir las definiciones de los conceptos abordados en esta revisión (Figura 1).

DEFINICIÓN DE IMPULSO RESPIRATORIO (DRIVE RESPIRATORIO)

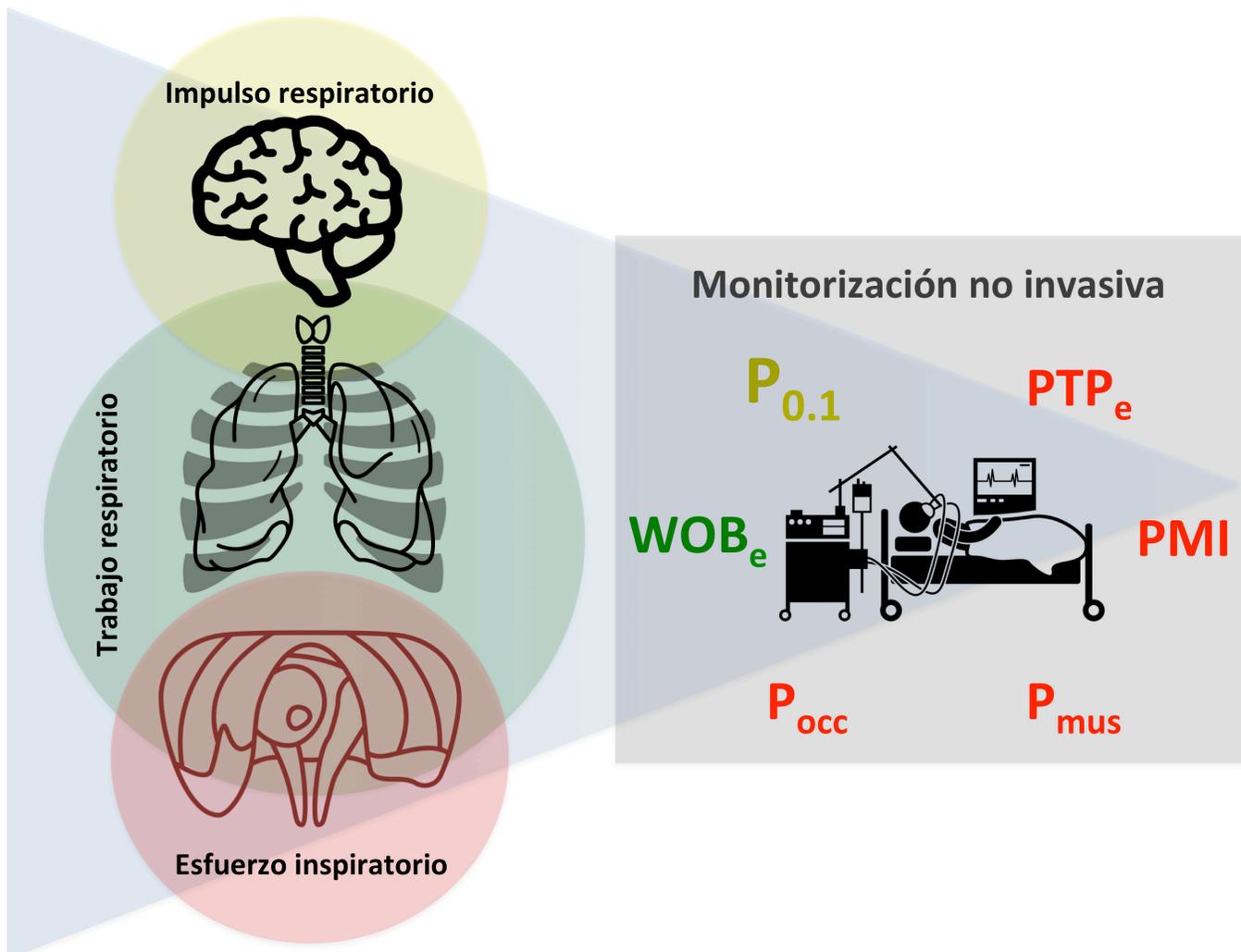
El objetivo primario de la respiración es mantener un intercambio gaseoso equilibrado. En otras palabras, un balance entre la captura de oxígeno y la eliminación de dióxido de carbono (CO₂). Este objetivo se logra mediante un control estricto de la

Tabla 1. Definiciones de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio identificadas en la literatura.

Concepto	Autor, año	Definición
Impulso respiratorio	Telias, 2020	Intensidad del estímulo neural para respirar.
	Jonkman, 2020	Intensidad de la eferencia que emana de los centros respiratorios.
	Spinelli, 2020	Actividad de los centros respiratorios como control de la respiración.
	Vaporidi, 2020	Intensidad de la eferencia de los centros respiratorios. Es determinante del esfuerzo ejercido en cada respiración.
Esfuerzo inspiratorio	Telias, 2018	Intensidad del estímulo neural para respirar.
	Cherniack, 1973	Actividad neural secundaria a aferencias provenientes de quimiorreceptores.
	De Vries, 2018	Cualquier actividad de los músculos respiratorios que consuma energía, dirigida a impulsar la respiración.
Trabajo respiratorio	Bellani, 2014	Cualquier tipo de actividad contráctil de los músculos respiratorios.
	Bellani, 2014	Presión necesaria para generar un cambio de volumen.
	Cabello, 2006	Corresponde a la integral de la presión x volumen de aire desplazado.
	Grinnan, 2005	Describe la energía requerida a medida que el flujo realiza la tarea de la ventilación.
	French, 1999	Trabajo necesario para sobrellevar la resistencia impuesta por el sistema respiratorio.

Fuente: tabla diseñada por los autores a partir de los resultados de la revisión.

Figura 1. Definición gráfica y alternativas de monitorización de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio en ventiladores de cuidados intensivos.



$P_{0,1}$: presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos, PMI: índice de presión muscular, P_{occ} : presión de oclusión espiratoria, P_{mus} : presión muscular, PTP_e : producto presión tiempo estimado, WOB_e : trabajo respiratorio del paciente estimado.
Fuente: figura diseñada por los autores a partir de los resultados de la revisión.

respiración gracias a la regulación del centro respiratorio. La intensidad y velocidad de la respuesta depende de la retroalimentación de cuatro principales fuentes aferentes: bioquímica, mecánica, emocional e inflamatoria [23].

La primera y principal aferencia es la bioquímica proveniente de los quimiorreceptores [24], la cual corresponde a una retroalimentación refleja que se encuentra mediada por aferencia originada en quimiorreceptores centrales y periféricos. El objetivo de este mecanismo de control es minimizar las fluctuaciones de los niveles de dióxido de carbono arterial, pH y evitar la hipoxemia [25]. Los quimiorreceptores periféricos, localizados en los cuerpos carotídeos, regulan el impulso respiratorio modificando la sensibilidad y umbral excitatorio de los quimiorreceptores centrales [26].

La segunda, corresponde a las aferencias provenientes de los mecanorreceptores a nivel pulmonar, parrilla costal, vía aérea y

músculos respiratorios. El huso muscular y los receptores de estiramiento de adaptación lenta son un ejemplo de esto, ya que proveen información sobre estiramiento y volumen pulmonar a través de sus fibras vagales. Estos receptores son los responsables del reflejo Hering-Breuer, el cual da término a la inspiración y facilita la espiración frente a altos volúmenes corrientes [27].

La tercera aferencia corresponde a la retroalimentación suprapontina. El miedo, ansiedad, dolor o *delirium*, también son responsables de transmitir una retroalimentación sensorial a los centros respiratorios. La corteza cerebral y el hipotálamo tienen la capacidad de modular el impulso respiratorio.

La cuarta aferencia está mediada por la respuesta inflamatoria [23], por ejemplo, en pacientes que cursan con sepsis o falla respiratoria aguda. Los mediadores inflamatorios (histamina, bradiquininas y prostaglandinas) provocan un estímulo vagal

que aumenta la frecuencia respiratoria y disminuye el volumen corriente [25], generando un patrón respiratorio rápido y superficial.

Una vez integrada la información de las cuatro aferencias, se elabora una respuesta en el centro respiratorio. Esto es conocido como impulso respiratorio. Así, se define impulso respiratorio como la intensidad de la eferencia respiratoria que se genera a nivel del sistema nervioso central [18,23,28]. Varios autores coinciden con que el impulso no necesariamente refleja modificaciones en el esfuerzo inspiratorio, ya que se refiere a señal eléctrica y no directamente a señal mecánica. El impulso se origina desde un grupo de interneuronas (centro respiratorio) localizado a nivel del tronco encefálico [27]. La amplitud de la señal que emerge desde este grupo neuronal, determina la respuesta mecánica de los músculos respiratorios.

En pacientes conectados a ventilación mecánica, un impulso respiratorio disminuido, ya sea por sobre asistencia o por efecto de la sedación, contribuirá a generar debilidad diafragmática [29]. Un impulso débil también será responsable de la pérdida de sincronía entre el paciente y el ventilador. Al igual que en el caso anterior, un impulso elevado puede resultar en daño de las fibras del diafragma por sobrecarga [30]. Asimismo, un impulso aumentado conduce a un patrón respiratorio rápido y superficial, con reclutamiento de musculatura accesoria e incremento de la disnea y como consecuencia, a un fracaso en las pruebas de ventilación espontánea [31]. Otro efecto de un impulso respiratorio desmedido es la asincronía entre paciente y ventilador. Durante la ventilación asistida, una programación que no está acorde a las demandas ventilatorias del paciente, puede provocar fenómenos tales como hambre de flujo (*flow starvation*), ciclado prematuro o gatillaje inefectivo [32,33]. Por lo tanto, el impulso (y sus aferencias) ocurren como antecesor del esfuerzo y trabajo respiratorio. Su intensidad y magnitud son causa de lo que ocurre con la actividad y ritmo muscular.

DEFINICIÓN DE ESFUERZO INSPIRATORIO

La definición de esfuerzo inspiratorio pareciera ser bastante intuitiva, sin embargo ha sido poco explorada en la literatura y podría confundirse con las definiciones de trabajo respiratorio [22,34]. Es más, frente a ciertas situaciones como el atrapamiento aéreo (PEEPi) o debilidad muscular respiratoria, su conceptualización puede resultar confusiva cada vez que esfuerzo y trabajo se asumen como un mismo concepto. Es importante señalar que el esfuerzo inspiratorio se encuentra controlado por el impulso respiratorio, para así mantener un balance con las demandas ventilatorias. De esta forma, el esfuerzo inspiratorio es dependiente de la intensidad de la eferencia emanada desde los centros superiores, y también de las propiedades visco elásticas del sistema respiratorio [19,34].

La responsable de mantener el equilibrio de la demanda ventilatoria es la bomba respiratoria, la que está conformada por diferentes músculos esqueléticos, que actúan de manera coordinada para sostener una ventilación alveolar acorde a las demandas metabólicas [22]. La función de la bomba muscular inspiratoria

es llevada a cabo principalmente por el diafragma [35]. Cuando aumenta la carga respiratoria, y el diafragma no es capaz por sí solo de llevar a cabo la ventilación, se reclutan músculos accesorios que contribuyen a la inspiración. Los principales músculos que colaboran son esternocleidomastoideo, para esternal e intercostales externos [36]. Por lo tanto durante la respiración espontánea, la caída del valor de la presión pleural va a depender de la contracción de los músculos inspiratorios (presión muscular) y del diferencial de presión que se genera sobre la pared del tórax [22,37].

Según la literatura, esfuerzo inspiratorio se define como cualquier consumo de energía por parte de los músculos respiratorios con el propósito de conducir la respiración [22]. Este concepto tiene la capacidad de englobar al tiempo y tipo de contracción muscular. Las contracciones isométricas generan un consumo de energía que no se traduce en un cambio de volumen, pero que sin embargo constituyen un esfuerzo. Esta definición resulta de gran importancia ya que marca una distancia con el concepto de trabajo. No toda contracción de la musculatura respiratoria resulta en un cambio de volumen, aunque sí significa un consumo de energía. En sujetos sanos, la inspiración comienza en el punto de equilibrio del sistema respiratorio. Esto es, donde la tendencia del colapso de los pulmones es igual a la tendencia hacia la expansión de la parrilla costal [38]. En este punto, la acción de los músculos inspiratorios (presión muscular) provoca una caída en el valor de la presión pleural y, consecuentemente, un cambio de volumen.

DEFINICIÓN DE TRABAJO RESPIRATORIO

En física, el término trabajo hace referencia a la fuerza aplicada sobre un objeto y el desplazamiento que ocurre a consecuencia de esto [34]. En otras palabras, corresponde a fuerza por desplazamiento ($W = F \times d$). En el sistema respiratorio, trabajo respiratorio (WOB) se calcula como el producto entre la integral de la presión y el volumen:

$$WOB = \int \text{presión} \times \text{volumen}$$

Es decir, el área en un diagrama de presión-volumen [13]. Conceptualmente se define como el trabajo necesario para sobrellevar la carga impuesta por el sistema respiratorio. Este trabajo, entonces, puede ser llevado a cabo por los músculos respiratorios cuando la respiración es espontánea, exclusivamente por el ventilador mecánico si la respiración es controlada, o por ambos en el caso de que la ventilación sea asistida [39]. Para entender los componentes del trabajo respiratorio es preciso mencionar la ecuación de movimiento del gas alveolar. Esta ecuación pone en evidencia que a cada momento, la presión de vía aérea tiene un componente elástico (necesario para vencer la elastancia del parénquima), un componente resistivo (la circulación de un flujo siempre se le opone una carga resistiva) y un componente inercial que para frecuencias respiratorias menores a un hercio se considera despreciable [40]:

$$P_{aw} = E_{rs} \times V + R_{aw} \times Q + PEEP_{tot}$$

P_{aw} : presión de vía aérea, Ers: elastancia del sistema respiratorio, V: volumen, R_{aw} : resistencia de la vía aérea, Q: flujo del gas y PEEP_{tot}: presión positiva al final de la espiración.

Por lo tanto, de esta ecuación se puede desprender que el trabajo respiratorio debe vencer un componente resistivo, elástico y el aire que queda atrapado al final de la espiración (presión positiva al final de la espiración) [13].

El concepto trabajo respiratorio puede resultar confuso. Esto es debido a la definición clásica de trabajo en la que siempre debe haber un cambio de volumen frente a la administración de una presión determinada. En fisiología respiratoria, tanto de individuos sanos como enfermos, existe un componente isométrico que la conceptualización de trabajo no puede considerar, pero que sin embargo, genera consumo de energía (esfuerzo) por parte de los músculos respiratorios [34].

MANIOBRAS NO INVASIVAS DE IMPULSO, ESFUERZO Y TRABAJO RESPIRATORIO DISPONIBLES EN LOS VENTILADORES DE CUIDADOS INTENSIVOS

Dentro de las maniobras disponibles en los ventiladores identificamos la presión de oclusión de vía aérea de los primeros 100 milisegundos ($P_{0,1}$), la diferencia de la presión de oclusión espiratoria (ΔP_{occ}) y el índice de presión muscular (PMI). Además, se consideran variables calculables con la información de los ventiladores como la presión muscular, producto presión-tiempo y trabajo respiratorio del paciente (Tabla 2).

PRESIÓN DE OCLUSIÓN DE VÍA AÉREA

La presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos es una medición no invasiva para monitorizar el impulso, definida tal como lo indica su nombre por la caída de la presión de la vía aérea durante los primeros 100 milisegundos (0,1 segundos) frente a una oclusión al final de la espiración. Fue inicialmente descrita por Whitelaw *et al.* en 1975 en personas sanas [41] y luego comenzó a utilizarse en pacientes críticos [42,43]. Actualmente sigue siendo foco de estudio [44–46]. Además es una herramienta que se utiliza para predecir el destete de la ventilación mecánica y para ajustar el soporte respiratorio, incluso en pacientes con soporte vital extracorpóreo [47]. Los valores de la presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos oscilan entre 0,5 y 1,5 centímetros de agua en personas sanas, y entre 1,3 y 3,5 centímetros de agua en pacientes críticos [18]. Una presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos mayor a 3,5 centímetros de agua tiene una sensibilidad del 92% y una especificidad del 89% para detectar un esfuerzo inspiratorio excesivo [48]. Los ventiladores modernos muestran la presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos de forma continua, ya sea estimándola según la caída de la presión de la vía aérea durante la fase de activación, o realizando una maniobra de oclusión breve al final de la espiración [49]. La presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos aumenta proporcionalmente a la presión arterial de dióxido de carbono durante la ventilación asistida y no se ve afectada por la debilidad de los

músculos respiratorios [47,50]. Como la variabilidad respiración a respiración de la presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos es significativa, se recomienda considerar un promedio de tres a cuatro mediciones [18].

MANIOBRA DE OCLUSIÓN ESPIRATORIA

Con una maniobra de oclusión espiratoria en ventilación asistida, se puede obtener la diferencia de la presión de oclusión espiratoria, siendo la diferencia entre la presión base (comúnmente la presión positiva al final de la espiración total) del trazado presión-tiempo y el valor más negativo durante la caída de la presión luego de una oclusión mecánica al final de la espiración (habitualmente con una pausa espiratoria de cinco segundos) [51]. En términos simples, es la continuación de la maniobra de la presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos considerando el valor más negativo.

La maniobra de diferencia de la presión de oclusión espiratoria fue descrita inicialmente por Bertoni *et al.* en 2019 [51] como un método no invasivo para estimar el esfuerzo inspiratorio durante la ventilación asistida. Si bien la oclusión espiratoria se utiliza habitualmente para medir la presión positiva al final de la espiración intrínseca en ventilación controlada o para medir la presión inspiratoria máxima (PIM) durante esfuerzos inspiratorios voluntarios máximos, la oscilación de la presión de las vías respiratorias durante una maniobra breve de oclusión al final de la espiración aplicada al azar, sin un esfuerzo voluntario máximo, puede usarse para evaluar el esfuerzo inspiratorio. De hecho, durante la oclusión, la oscilación de la presión de las vías respiratorias se correlaciona exactamente con la oscilación de la presión pleural [37], siempre y cuando esta oclusión única, breve e inesperada no modifique mayormente el impulso respiratorio [52].

Teniendo en cuenta las diferencias en la oscilación de la presión esofágica entre las condiciones ocluidas y dinámicas, se ha propuesto multiplicar el resultado de la diferencia de la presión de oclusión espiratoria por 0,75 para obtener un valor estimado de presión muscular [20]. Esto es:

$$P_{mus} = -0,75 \times \Delta P_{occ}$$

Ello corresponde a la fuerza global generada por los músculos inspiratorios (<https://rtmaven.com>). Los valores esperados de presión muscular para un paciente con adecuado nivel de esfuerzo inspiratorio son entre 5 y 10 centímetros de agua [53] y para diferencia de la presión de oclusión espiratoria son entre 7 y 15 centímetros de agua [20]. Alternativamente, usando la maniobra de oclusión espiratoria se puede estimar la presión de distensión transpulmonar dinámica (ΔP_L), la cual se calcula como:

$$\Delta P_L = (\text{peak } P_{aw} - \text{PEEP}) - 0,66 \times \Delta P_{occ}$$

Esto indica sobredistensión con valores sobre 16 a 17 centímetros de agua. Con la maniobra de oclusión espiratoria no solo se puede detectar el potencial daño pulmonar y el esfuerzo respiratorio excesivo o ausente, sino también se puede utilizar para

Tabla 2. Maniobras no invasivas para monitorizar impulso, esfuerzo y/o trabajo respiratorio durante la ventilación con soporte disponibles en los ventiladores de cuidados intensivos utilizados en Chile.

Ventilador mecánico	P _{0,1}								
	Medición continua	Maniobra única	Maniobra Interválica ¹	Medición manual ²	PMI	P _{occ}	P _{mus}	PTP	WOBp
Maquet – Servo I	X			X	X	X			
Maquet – Servo U	X			X	X	X			
Maquet – Servo S	X				X	X			
Dräger – Savina 300			X	X	X	X ³			
Dräger – Evita XL		X		X	X	X			
Dräger – Infinity v300		X		X	X	X			
Dräger – Infinity v500		X	X	X	X	X			
GE – Carecape R860		X		X	X	X ⁴			
GE – Engström		X			X	X ⁴			
Hamilton – G5	X ⁵			X	X	X		X ⁶	
Hamilton – C6	X ⁵			X	X	X		X ⁶	
Medtronic – Puritan Bennet 840		X		X			X ⁷	X ⁸	X ⁸
Medtronic – Puritan Bennet 980		X		X			X ⁷	X ⁸	X ⁸
Viasys – Avea		X		X					
Viasys – Vela									
TECME – Neumovent Graph		X							X ⁶
MEK ICS MV2000 – EVO5	X								X ⁶
IMT MEDICAL – Bellavista	X				X ⁹	X ³		X ⁹	X ⁹
Aconmed – VG70						X ³			X ⁶
Aconmed – VG60						X ³			X ⁶
Mindray – SV800		X			X	X			X ⁶
Newport – e500					X	X ³			
DTS/Enaer – Neyün (Chile) ¹⁰									
NIHON KOHDEN NKV – 550		X	X	X	X	X			

¹Medición interválica de presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos (micro pausa espiratoria) programada por intervalos de uno a 60 minutos.

²Medición manual de presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos usando el cursor temporizado con la pantalla congelada.

³Solo mide la caída de la presión de vía aérea hasta cero centímetros de agua.

⁴Utilizando la maniobra de medición de NIF (*negative inspiratory force*).

⁵Permite medir presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos solo cuando la sensibilidad inspiratoria se programa por presión.

⁶Precisión desconocida o no asegurada por fabricante.

⁷Solo usando la fórmula descrita por Carteaux *et al*, Crit Care Med 2013 para ventilación asistida proporcional con carga ajustable.

⁸Estimación continua disponible solo en modo ventilación asistida proporcional con carga ajustable.

⁹Solo con la versión tope de línea del ventilador.

¹⁰El ventilador mecánico Neyün nació gracias a la iniciativa “Un Respiro para Chile”, impulsada por el Ministerio de Ciencia, Tecnología, Conocimiento e Innovación, Sofofa Hub, Fondo de Adopción Tecnológica SiEmpre y Corporación de Fomento de la Producción (Corfo).

P_{0,1}: presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos, PMI: índice de presión muscular, P_{occ}: presión de oclusión espiratoria, P_{mus}: presión muscular, PTP: producto presión tiempo, WOBp: trabajo respiratorio del paciente.

Fuente: tabla diseñada por los autores a partir de los resultados de la revisión.

diferenciar varias formas de asincronías paciente-ventilador. Esta maniobra puede desenmascarar esfuerzos inefectivos, identificar autogatilajes y diferenciar los dobles gatillajes de gatillajes reversos (en cuyo caso habrá apnea durante la pausa espiratoria) [54]. Además, si el ventilador tiene disponible la función de medir con cursor el inicio y fin del esfuerzo inspiratorio durante la pausa espiratoria, se podría estimar el tiempo inspiratorio neural del paciente y observar la morfología de la caída de la presión dada por la inclinación o pendiente entre la presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos y la diferencia de la presión de oclusión espiratoria. Una limitación destacable de la maniobra de oclusión espiratoria es que la hiperinsuflación dinámica y la presión positiva al final de la espiración intrínseca pueden llevar a una subestimación del esfuerzo, sobre todo si la presión positiva al final de la espiración intrínseca no se ha equilibrado con la vía aérea ocluida [54].

MANIOBRA DE OCLUSIÓN INSPIRATORIA

Una maniobra breve de oclusión al final de la inspiración se utiliza ampliamente para medir la presión meseta (P_{plat}) y la presión de distensión (ΔP) en ventilación mecánica controlada. Bellani *et al.* sugirieron que una breve maniobra de oclusión inspiratoria permite mediciones confiables de presión meseta incluso en ventilación mecánica asistida [55]. Durante una oclusión inspiratoria en ventilación mecánica asistida, los pacientes relajan los músculos inspiratorios, dando como resultado un aumento de la presión de distensión de vía aérea, lo cual es detectable en la forma de onda del ventilador.

La maniobra de oclusión inspiratoria en ventilación asistida no es nueva, ya que fue descrita inicialmente por Foti *et al.* en 1997 como un método para evaluar la presión desarrollada por los músculos inspiratorios en pacientes con lesión pulmonar aguda, durante la ventilación con presión de soporte [56]. Cuando el paciente está sobre asistido y el esfuerzo respiratorio es bajo, la presión de vía aérea cae por debajo de la presión meseta durante la oclusión inspiratoria en ventilación asistida. Por el contrario, cuando la presión de vía aérea se eleva por sobre el valor de la presión meseta, podría indicar un esfuerzo respiratorio alto o bien, sub-asistencia, indicado por la magnitud de la relajación de la musculatura inspiratoria. En este último caso, la diferencia entre la presión de vía aérea y la presión meseta durante una oclusión inspiratoria es lo que se conoce como PMI, $P_{musc,index}$ o índice de presión muscular [56]. Durante la ventilación con presión de soporte, el índice de presión muscular se calcula como:

$$PMI = P_{plat} - (PEEP + PS)$$

En donde la presión meseta es la presión alcanzada durante la oclusión inspiratoria. Valores del índice de presión muscular mayores a tres centímetros de agua indican un esfuerzo inspiratorio elevado [56]. Parte del razonamiento del índice de presión muscular, fue descrito por Prinianakis *et al.* en 2008, quienes examinaron la causa del aumento de la presión del ventilador por encima del nivel preestablecido de presión de soporte al final de la inspiración durante la ventilación con presión de

soporte [57]. Dado que la relajación de los músculos inspiratorios precede a la contracción de los músculos espiratorios, el aumento de la presión del ventilador usando la ventilación con presión de soporte puede significar el final de la inspiración neural. La técnica de medición del índice de presión muscular no está libre de limitaciones. Debido a que la presión se obtiene en condiciones cuasi estáticas, esta medición puede afectarse por los mecanismos de Pendelluft, especialmente en pacientes con síndrome de dificultad respiratoria aguda [58]. Por otro lado, puede haber inestabilidad del trazado de la presión de vía aérea durante la oclusión, lo cual podría confundir la relajación de los músculos inspiratorios con la acción de los músculos abdominales que pueden aumentar rápidamente la presión de vía aérea como el inicio de la espiración neural durante la oclusión inspiratoria [59].

CÁLCULOS DERIVADOS DE LA INFORMACIÓN DE LOS VENTILADORES

Los ventiladores actuales entregan valores estimados de variables de esfuerzo inspiratorio y trabajo respiratorio sin la necesidad de una sonda o equipamiento adicional, como el producto presión-tiempo y el trabajo respiratorio del paciente. Los métodos disponibles en los ventiladores para acercarse a estos parámetros provenientes originalmente del uso de balón esofágico [60], no son del todo precisos. Por este motivo deben interpretarse con cautela, ya que incluso cada ventilador tiene características de presurización diferentes [61]. Algunos ventiladores entregan valores de producto presión-tiempo o trabajo respiratorio del paciente basados en estimaciones del área de la gráfica presión-tiempo.

Particularmente, la ventilación asistida proporcional con carga ajustable tiene fundamentos descritos inicialmente por Magdy Jones en 1991 como un modo ventilatorio que entregaba soporte según la demanda del paciente considerando las propiedades mecánicas del sistema respiratorio [62]. Desde 2007, la ventilación asistida proporcional con carga ajustable (PAV+) entrega valores de trabajo respiratorio elástico y resistivo del ventilador y del paciente a partir de una breve oclusión inspiratoria de 300 milisegundos, obteniendo una presión meseta y, consecuentemente, los principales componentes de la ecuación de movimiento distensibilidad y resistencia [63,64]. Los valores esperados para un trabajo respiratorio aceptable en ventilación asistida proporcional con carga ajustable oscilan entre los 0,3 y 0,7 Joules por litro. Desde 2013, la ventilación asistida proporcional con carga ajustable permite calcular la presión muscular y el producto presión-tiempo utilizando las fórmulas desarrolladas por Carteaux *et al.* [53], sin la necesidad de un balón esofágico. Usando la ventilación asistida proporcional con carga ajustable, la presión muscular puede ser calculada como:

$$P_{mus} = (P_{peak} - PEEP) \times (\% \text{ soporte} \div \% \text{ paciente})$$

En donde % soporte es el porcentaje de asistencia programado en el ventilador y % paciente es el porcentaje de trabajo que realiza el paciente (<https://bit.ly/3kj6oTz>). Consecuentemente, al obtener la presión muscular es posible calcular:

$$PTP = [(P_{\text{mus}} \times \text{tiempo inspiratorio}) \times \text{frecuencia respiratoria}] \div 2.$$

La estimación del producto presión-tiempo solo era posible en la ventilación asistida proporcional con carga ajustable hasta antes de la descripción de la diferencia de la presión de oclusión espiratoria usando la maniobra de oclusión espiratoria, con la cual se obtiene presión muscular. Sin embargo, aunque aún no ha sido estudiado, actualmente se podría estimar el producto presión-tiempo durante la ventilación con presión de soporte utilizando el cálculo de presión muscular con la maniobra de oclusión espiratoria.

FORMAS DE CURVAS Y ASINCRONÍAS

La aparición de asincronías en las curvas de presión-tiempo y flujo-tiempo pueden alertar sobre la presencia de impulso y esfuerzo respiratorio elevado, particularmente ante la presencia de hambre de flujo (*flow starvation*), ciclados prematuros y doble gatillaje [18]. En general, la interpretación de la gráfica ventilatoria puede facilitar la identificación de desfase o discordancia entre el tiempo inspiratorio neural y el mecánico, lo cual es frecuente usando la ventilación con presión de soporte [65]. Así como las pendientes de los trazados de presión y flujo en relación con el tiempo pueden ayudar a medir el *Stress Index* y esfuerzos inefectivos, también pueden ser útiles para estimar el nivel de esfuerzo inspiratorio. Recientemente, se describió un nuevo método basado en la pendiente del flujo inspiratorio llamado *Flow Index* [66]. Aunque aún este método requiere estudios sobre la aplicabilidad clínica sin la necesidad de equipamiento adicional, permite un acercamiento al concepto de esfuerzo inspiratorio utilizando el análisis e interpretación de la gráfica ventilatoria para ajustar la ventilación con presión de soporte según el nivel de esfuerzo del paciente y al volumen corriente [63].

FUTURAS DIRECCIONES

Frecuentemente se asume que la sedación profunda induce a minimizar o anular el esfuerzo inspiratorio espontáneo (en inglés denominado “*respirolysis*”) [67]. El futuro manejo de la ventilación mecánica apunta a minimizar el uso de sedación profunda como práctica clínica rutinaria, incluyendo otras alternativas para el control del esfuerzo inspiratorio [68]. Primero, el desarrollo de características innovadoras del ventilador que mejoran la sincronía entre el paciente y el ventilador, como lo es la asistencia ventilatoria ajustada neuralmente. En segundo lugar, se está introduciendo el concepto de usar dispositivos extracorpóreos, en pacientes con síndrome de dificultad respiratoria aguda severa, con el fin de eliminar el dióxido de carbono excesivo como estímulo indeseable en el centro respiratorio [67,68]. Por último, el enfoque actual en los ajustes de la ventilación mecánica basado en la demanda muscular respiratoria está permitiendo mitigar la presencia de asincronías sin la necesidad de sedación excesiva.

CONCLUSIONES

Las diferencias entre los conceptos de impulso, esfuerzo y trabajo respiratorio son clave para entender la interacción entre la bomba muscular respiratoria del paciente y el soporte que entrega el ventilador.

Estos tres conceptos, que interactúan entre sí, pueden monitorizarse de manera no invasiva utilizando maniobras o herramientas disponibles en ventiladores mecánicos de cuidados intensivos.

Sin embargo, no todos los ventiladores tienen la posibilidad de medir variables de impulso, esfuerzo o trabajo respiratorio utilizando ventilación con presión de soporte. De las maniobras identificadas, las más disponibles fueron presión de oclusión a los primeros 100 milisegundos y presión de oclusión espiratoria, las cuales tienen creciente evidencia científica y podrían utilizarse para monitorizar impulso y esfuerzo respiratorio en más del 60% de los ventiladores utilizados en Chile. Esto cobra mayor relevancia en tiempos pandémicos, por el gran volumen de pacientes críticos.

Futuros estudios debiesen explorar la precisión y pertinencia de las maniobras no invasivas identificadas en esta revisión.

Notas

Autoría

FR-C: conceptualización, metodología, investigación, curación de datos, preparación del manuscrito original, revisión y edición del artículo, visualización y administración de proyecto. FG-S: conceptualización, metodología, investigación, curación de datos, preparación del manuscrito original, revisión y edición del manuscrito, visualización, y administración de proyecto. JM: conceptualización, revisión y edición del manuscrito y supervisión.

Agradecimientos

Agradecemos a las siguientes instituciones y colaboradores durante la revisión en terreno de los ventiladores de cuidados intensivos en esta revisión: Hospital Metropolitano, Santiago (Nicolás Aguirre y Javier Leiva), Clínica INDISA, Santiago (Felipe Castillo Merino y Juan Enrique Lee Goic), Hospital del Salvador, Santiago (Antonieta Rosales y Andrea Fuentes), Hospital Eduardo Pereira, Valparaíso (Sebastián Castro), Clínica Bicentenario, Santiago (Nicolás Piñero), Hospital San Pablo, Coquimbo (Eduardo González), Departamento de Paciente Crítico, Clínica Alemana, Santiago (Agustín Camus-Molina) y DTS – Neyün, Santiago (Roger Burgos, Patricia Espinosa, Michael Espinoza).

Conflictos de intereses

Los autores no tienen conflictos de intereses con la materia de este trabajo.

Financiamiento

Los autores declaran que este trabajo no tuvo financiamiento.

Aspectos éticos

El presente artículo estaría exento de la aprobación de un comité de ética acreditado, debido a que es un artículo de revisión de tipo narrativo.

Origen y arbitraje

No solicitado. Con revisión por pares externa, por tres árbitros a doble ciego.

Idioma del envío

Español.

Referencias

1. Wunsch H. Mechanical Ventilation in COVID-19: Interpreting the Current Epidemiology. *Am J Respir Crit Care Med.* 2020;202: 1–4. <https://doi.org/10.1164/rccm.202004-1385ED>
2. Carson SS, Cox CE, Holmes GM, Howard A, Carey TS. The changing epidemiology of mechanical ventilation: A population-based study. *J Intensive Care Med.* 2006;21: 173–82. <https://doi.org/10.1177/0885066605282784>
3. Slutsky AS. History of Mechanical Ventilation. From Vesalius to Ventilator-induced Lung Injury. *Am J Respir Crit Care Med.* 2015;191: 1106–15. <https://doi.org/10.1164/rccm.201503-0421PP>
4. Rittayamai N, Katsios CM, Beloncle F, Friedrich JO, Mancebo J, Brochard L. Pressure-Controlled vs Volume-Controlled Ventilation in Acute Respiratory Failure. *Chest.* 2015;148: 340–355. <https://doi.org/10.1378/chest.14-3169>
5. Girard TD, Alhazzani W, Kress JP, Ouellette DR, Schmidt GA, Truitt JD, et al. An Official American Thoracic Society/American College of Chest Physicians Clinical Practice Guideline: Liberation from Mechanical Ventilation in Critically Ill Adults. Rehabilitation Protocols, Ventilator Liberation Protocols, and Cuff Leak Tests. *Am J Respir Crit Care Med.* 2017;195: 120–133. <https://doi.org/10.1164/rccm.201610-2075ST>
6. Kacmarek RM, Pirrone M, Berra L. Assisted mechanical ventilation: the future is now! *BMC Anesthesiol.* 2015;15: 1–3. <https://doi.org/10.1186/s12871-015-0092-y>
7. Pelosi P, Ball L, Barbas CSV, Bellomo R, Burns KEA, Einav S, et al. Personalized mechanical ventilation in acute respiratory distress syndrome. *Crit Care.* 2021;25: 250. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03686-3>
8. Ruiz Ferrón F, Serrano Simón JM. La monitorización convencional no es suficiente para valorar el esfuerzo respiratorio durante la ventilación asistida. *Medicina Intensiva.* 2019;43: 197–206. <https://doi.org/10.1016/j.medin.2018.02.015>
9. Pérez J, Dorado JH, Papazian AC, Berastegui M, Gilgado DI, Cardoso GP, et al. Titration and characteristics of pressure-support ventilation use in Argentina: an online cross-sectional survey study. *Rev Bras Ter Intensiva.* 2020;32: 81–91. <https://doi.org/10.5935/0103-507x.20200013>
10. Brochard L, Telias I. Bedside Detection of Overassistance During Pressure Support Ventilation. *Crit Care Med.* 2018;46: 488–490. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000002913>
11. Akoumianaki E, Maggiore SM, Valenza F, Bellani G, Jubran A, Loring SH, et al. The application of esophageal pressure measurement in patients with respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med.* 2014;189: 520–31. <https://doi.org/10.1164/rccm.201312-2193CI>
12. Mauri T, Yoshida T, Bellani G, Goligher EC, Carteaux G, Rittayamai N, et al. Esophageal and transpulmonary pressure in the clinical setting: meaning, usefulness and perspectives. *Intensive Care Med.* 2016;42: 1360–73. <https://doi.org/10.1007/s00134-016-4400-x>
13. Cabello B, Mancebo J. Work of breathing. *Intensive Care Med.* 2006;32: 1311–4. <https://doi.org/10.1007/s00134-006-0278-3>
14. Bellani G, Mauri T, Coppadoro A, Grasselli G, Patroniti N, Spadaro S, et al. Estimation of patient's inspiratory effort from the electrical activity of the diaphragm. *Crit Care Med.* 2013;41: 1483–91. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e31827caba0>
15. Yuan X, Lu X, Chao Y, Beck J, Sinderby C, Xie J, et al. Neurally adjusted ventilatory assist as a weaning mode for adults with invasive mechanical ventilation: a systematic review and meta-analysis. *Crit Care.* 2021;25: 222. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03644-z>
16. Vivier E, Mekontso Dessap A, Dimassi S, Vargas F, Lyazidi A, Thille AW, et al. Diaphragm ultrasonography to estimate the work of breathing during non-invasive ventilation. *Intensive Care Med.* 2012;38: 796–803. <https://doi.org/10.1007/s00134-012-2547-7>
17. Esnault P, Cardinale M, Hraiech S, Goutorbe P, Baumstrack K, Prud'homme E, et al. High Respiratory Drive and Excessive Respiratory Efforts Predict Relapse of Respiratory Failure in Critically Ill Patients with COVID-19. *Am J Respir Crit Care Med.* 2020;202: 1173–1178. <https://doi.org/10.1164/rccm.202005-1582LE>
18. Telias I, Spadaro S. Techniques to monitor respiratory drive and inspiratory effort. *Curr Opin Crit Care.* 2020;26: 3–10. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000680>
19. Cruces P, Retamal J, Hurtado DE, Erranz B, Iturrieta P, González C, et al. A physiological approach to understand the role of respiratory effort in the progression of lung injury in SARS-CoV-2 infection. *Crit Care.* 2020;24: 494. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-03197-7>
20. Roesthuis L, van den Berg M, van der Hoeven H. Non-invasive method to detect high respiratory effort and transpulmonary driving pressures in COVID-19 patients during mechanical ventilation. *Ann Intensive Care.* 2021;11. <https://doi.org/10.1186/s13613-021-00821-9>
21. González-Seguel F, Camus-Molina A, Jasmén A, Molina J, Pérez-Araos R, Graf J. Respiratory Support Adjustments and Monitoring of Mechanically Ventilated Patients Performing Early Mobilization: A Scoping Review. *Crit Care Explor.* 2021;3: e0407. <https://doi.org/10.1097/CCE.0000000000000407>
22. de Vries H, Jonkman A, Shi Z-H, Spoelstra-de Man A, Heunks L. Assessing breathing effort in mechanical ventilation: physiology and clinical implications. *Ann Transl Med.* 2018;6: 387. <https://doi.org/10.21037/atm.2018.05.53>
23. Jonkman AH, de Vries HJ, Heunks LMA. Physiology of the Respiratory Drive in ICU Patients: Implications for Diagnosis and Treatment. *Crit Care.* 2020;24: 104. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-2776-z>
24. Telias I, Brochard L, Goligher EC. Is my patient's respiratory drive (too) high? *Intensive Care Med.* 2018;44: 1936–1939. <https://doi.org/10.1007/s00134-018-5091-2>
25. Spinelli E, Mauri T, Beitler JR, Pesenti A, Brodie D. Respiratory drive in the acute respiratory distress syndrome: pathophysiology, monitoring, and therapeutic interventions. *Intensive Care Med.* 2020;46: 606–618. <https://doi.org/10.1007/s00134-020-05942-6>
26. Biscoe TJ, Purves MJ, Sampson SR. The frequency of nerve impulses in single carotid body chemoreceptor afferent

- fibres recorded in vivo with intact circulation. *J Physiol.* 1970;208: 121–31. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1970.sp009109>
27. Del Negro CA, Funk GD, Feldman JL. Breathing matters. *Nat Rev Neurosci.* 2018;19: 351–367. <https://doi.org/10.1038/s41583-018-0003-6>
 28. Vaporiidi K, Akoumianaki E, Telias I, Goligher EC, Brochard L, Georgopoulos D. Respiratory Drive in Critically Ill Patients. Pathophysiology and Clinical Implications *Am J Respir Crit Care Med.* 2020;201: 20–32. <https://doi.org/10.1164/rccm.201903-0596SO>
 29. Hooijman PE, Beishuizen A, Witt CC, de Waard MC, Girbes ARJ, Spoelstra-de Man AME, et al. Diaphragm muscle fiber weakness and ubiquitin-proteasome activation in critically ill patients. *Am J Respir Crit Care Med.* 2015;191: 1126–38. <https://doi.org/10.1164/rccm.201412-2214OC>
 30. Ebihara S, Hussain SNA, Danialou G, Cho WK, Gottfried SB, Petrof BJ. Mechanical ventilation protects against diaphragm injury in sepsis: interaction of oxidative and mechanical stresses. *Am J Respir Crit Care Med.* 2002;165: 221–8. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.165.2.2108041>
 31. Schmidt M, Kindler F, Gottfried SB, Raux M, Hug F, Similowski T, et al. Dyspnea and surface inspiratory electromyograms in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Med.* 2013;39: 1368–1376. <https://doi.org/10.1007/s00134-013-2910-3>
 32. Schmidt M, Demoule A, Polito A, Porchet R, Aboab J, Siami S, et al. Dyspnea in mechanically ventilated critically ill patients. *Crit Care Med.* 2011;39: 2059–65. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e31821e8779>
 33. Schmidt M, Banzett RB, Raux M, Morélot-Panzini C, Dangers L, Similowski T, et al. Unrecognized suffering in the ICU: addressing dyspnea in mechanically ventilated patients. *Intensive Care Med.* 2014;40: 1–10. <https://doi.org/10.1007/s00134-013-3117-3>
 34. Bellani G, Pesenti A. Assessing effort and work of breathing. *Curr Opin Crit Care.* 2014;20: 352–8. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000089>
 35. Troyer AD, Wilson TA. Action of the diaphragm on the rib cage. *J Appl Physiol* (1985). 2016;121: 391–400. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00268.2016>
 36. De Troyer A, Boriek AM. Mechanics of the respiratory muscles. *Compr Physiol.* 2011;1: 1273–300. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100009>
 37. Bertoni M, Spadaro S, Goligher EC. Monitoring Patient Respiratory Effort During Mechanical Ventilation: Lung and Diaphragm-Protective Ventilation. *Crit Care.* 2020;24: 106. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-2777-y>
 38. Vassilakopoulos T. Understanding wasted/ineffective efforts in mechanically ventilated COPD patients using the Campbell diagram. *Intensive Care Med.* 2008;34: 1336–9. <https://doi.org/10.1007/s00134-008-1095-7>
 39. French CJ. Work of breathing measurement in the critically ill patient. *Anaesth Intensive Care.* 1999;27: 561–73. <https://doi.org/10.1177/0310057X9902700602>
 40. García-Prieto E, Amado-Rodríguez L, Albaiceta GM. Monitoring of respiratory mechanics in the ventilated patient. *Medicina Intensiva (English Edition).* 2014;38: 49–55. <https://doi.org/10.1016/j.medine.2013.09.001>
 41. Whitelaw WA, Derenne J-P, Milic-Emili J. Occlusion pressure as a measure of respiratory center output in conscious man. *Respir Physiol.* 1975;23: 181–99. [https://doi.org/10.1016/0034-5687\(75\)90059-6](https://doi.org/10.1016/0034-5687(75)90059-6)
 42. Herrera M, Blasco J, Venegas J, Barba R, Doblaz A, Marquez E. Mouth occlusion pressure (P0.1) in acute respiratory failure. *Intensive Care Med.* 1985;11: 134–9. <https://doi.org/10.1007/BF00258538>
 43. Aubier M, Murciano D, Fournier M, Milic-Emili J, Pariente R, Derenne JP. Central respiratory drive in acute respiratory failure of patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.* 1980;122: 191–9. <https://doi.org/10.1164/arrd.1980.122.2.191>
 44. Telias I, Junhasavasdikul D, Rittayamai N, Piquilloud L, Chen L, Ferguson ND, et al. Airway Occlusion Pressure As an Estimate of Respiratory Drive and Inspiratory Effort during Assisted Ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2020;201: 1086–1098. <https://doi.org/10.1164/rccm.201907-1425OC>
 45. Sato R, Hasegawa D, Hamahata NT, Narala S, Nishida K, Takahashi K, et al. The predictive value of airway occlusion pressure at 100 msec (P0.1) on successful weaning from mechanical ventilation: A systematic review and meta-analysis. *J Crit Care.* 2021;63: 124–132. <https://doi.org/10.1016/j.jcrc.2020.09.030>
 46. Telias I, Damiani F, Brochard L. The airway occlusion pressure (P_{0.1}) to monitor respiratory drive during mechanical ventilation: increasing awareness of a not-so-new problem. *Intensive Care Med.* 2018;44: 1532–1535. <https://doi.org/10.1007/s00134-018-5045-8>
 47. Mauri T, Grasselli G, Suriano G, Eronia N, Spadaro S, Turrini C, et al. Control of Respiratory Drive and Effort in Extracorporeal Membrane Oxygenation Patients Recovering from Severe Acute Respiratory Distress Syndrome. *Anesthesiology.* 2016;125: 159–67. <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000001103>
 48. Rittayamai N, Beloncle F, Goligher EC, Chen L, Mancebo J, Richard J-CM, et al. Effect of inspiratory synchronization during pressure-controlled ventilation on lung distension and inspiratory effort. *Ann Intensive Care.* 2017;7. <https://doi.org/10.1186/s13613-017-0324-z>
 49. Beloncle F, Piquilloud L, Olivier P-Y, Vuillermoz A, Yvin E, Mercat A, et al. Accuracy of P0.1 measurements performed by ICU ventilators: a bench study. *Ann Intensive Care.* 2019;9. <https://doi.org/10.1186/s13613-019-0576-x>
 50. Holle RH, Schoene RB, Pavlin EJ. Effect of respiratory muscle weakness on P0.1 induced by partial curarization. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol.* 1984;57: 1150–7. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.1984.57.4.1150>
 51. Bertoni M, Telias I, Urner M, Long M, Del Sorbo L, Fan E, et al. A novel non-invasive method to detect excessively high respiratory effort and dynamic transpulmonary driving pressure during mechanical ventilation. *Crit Care.* 2019;23: 346. <https://doi.org/10.1186/s13054-019-2617-0>
 52. Grassino A, Goldman MD, Mead J, Sears TA. Mechanics of the human diaphragm during voluntary contraction: statics. *J Appl Physiol Respir Environ Exerc Physiol.* 1978;44: 829–39. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.1978.44.6.829>
 53. Carteaux G, Mancebo J, Mercat A, Dellamonica J, Richard J-CM, Aguirre-Bermeo H, et al. Bedside adjustment of proportional assist ventilation to target a predefined range of respiratory effort. *Crit Care Med.* 2013;41: 2125–32. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e31828a42e5>
 54. Dianti J, Bertoni M, Goligher EC. Monitoring patient-ventilator interaction by an end-expiratory occlusion maneuver. *Intensive Care Med.* 2020;46: 2338–2341. <https://doi.org/10.1007/s00134-020-06167-3>
 55. Bellani G, Grassi A, Sosio S, Foti G. Plateau and driving pressure in the presence of spontaneous breathing. *Intensive Care Med.* 2019;45: 97–98. <https://doi.org/10.1007/s00134-018-5311-9>
 56. 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.*

- 1997;156: 1210–6. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.156.4.96-02031>
57. Prinianakis G, Plataki M, Kondili E, Klimathianaki M, Vaporidi K, Georgopoulos D. Effects of relaxation of inspiratory muscles on ventilator pressure during pressure support. *Intensive Care Med.* 2008;34: 70–4. <https://doi.org/10.1007/s00134-007-0879-5>
 58. Yoshida T, Torsani V, Gomes S, De Santis RR, Beraldo MA, Costa ELV, et al. Spontaneous effort causes occult pendelluft during mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2013;188: 1420–7. <https://doi.org/10.1164/rccm.201303-0539OC>
 59. Natalini G, Buizza B, Granato A, Anibaldi E, Pisani L, Ciabatti G, et al. Non-invasive assessment of respiratory muscle activity during pressure support ventilation: accuracy of end-inspiration occlusion and least square fitting methods. *J Clin Monit Comput.* 2021;35: 913–921. <https://doi.org/10.1007/s10877-020-00552-5>
 60. Calzia E, Lindner KH, Witt S, Schirmer U, Lange H, Stenz R, et al. Pressure-time product and work of breathing during biphasic continuous positive airway pressure and assisted spontaneous breathing. *Am J Respir Crit Care Med.* 1994;150: 904–10. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.150.4.7921461>
 61. Thille AW, Lyazidi A, Richard J-C, Galia F, Brochard L. A bench study of intensive-care-unit ventilators: new versus old and turbine-based versus compressed gas-based ventilators. *Intensive Care Med.* 2009;35: 1368–76. <https://doi.org/10.1007/s00134-009-1467-7>
 62. Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. *Theory. Am Rev Respir Dis.* 1992;145: 114–20. <https://doi.org/10.1164/ajrccm/145.1.114>
 63. Younes M, Kun J, Masiowski B, Webster K, Roberts D. A method for noninvasive determination of inspiratory resistance during proportional assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;163: 829–39. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.163.4.2005063>
 64. Younes M, Webster K, Kun J, Roberts D, Masiowski B. A method for measuring passive elastance during proportional assist ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;164: 50–60. <https://doi.org/10.1164/ajrccm.164.1.2010068>
 65. Spahija J, de Marchie M, Albert M, Bellemare P, Delisle S, Beck J, et al. Patient-ventilator interaction during pressure support ventilation and neurally adjusted ventilatory assist. *Crit Care Med.* 2010;38: 518–26. <https://doi.org/10.1097/CCM.0b013e3181cb0d7b>
 66. Albani F, Pisani L, Ciabatti G, Fusina F, Buizza B, Granato A, et al. Flow Index: a novel, non-invasive, continuous, quantitative method to evaluate patient inspiratory effort during pressure support ventilation. *Crit Care.* 2021;25: 196. <https://doi.org/10.1186/s13054-021-03624-3>
 67. Dzierba AL, Khalil AM, Derry KL, Madahar P, Beitler JR. Discordance Between Respiratory Drive and Sedation Depth in Critically Ill Patients Receiving Mechanical Ventilation. *Crit Care Med.* 2021;49: 2090–2101. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000005113>
 68. MacIntyre N. Managing Patient-Ventilator Dyssynchrony. *Crit Care Med.* 2021;49: 2149–2151. <https://doi.org/10.1097/CCM.0000000000005154>

Respiratory drive, inspiratory effort, and work of breathing: review of definitions and non-invasive monitoring tools for intensive care ventilators during pandemic times

Abstract

Technological advances in mechanical ventilation have been essential to increasing the survival rate in intensive care units. Usually, patients needing mechanical ventilation use controlled ventilation to override the patient’s respiratory muscles and favor lung protection. Weaning from mechanical ventilation implies a transition towards spontaneous breathing, mainly using assisted mechanical ventilation. In this transition, the challenge for clinicians is to avoid under- and over-assistance and minimize excessive respiratory effort and iatrogenic diaphragmatic and lung damage. Esophageal balloon monitoring allows objective measurements of respiratory muscle activity in real-time, but there are still limitations to its routine application in intensive care unit patients using mechanical ventilation. Like the esophageal balloon, respiratory muscle electromyography and diaphragmatic ultrasound are minimally invasive tools requiring specific training that monitor respiratory muscle activity. Particularly during the coronavirus disease pandemic, non-invasive tools available on mechanical ventilators to monitor respiratory drive, inspiratory effort, and work of breathing have been extended to individualize mechanical ventilation based on patient’s needs. This review aims to identify the conceptual definitions of respiratory drive, inspiratory effort, and work of breathing and to identify non-invasive maneuvers available on intensive care ventilators to measure these parameters. The literature highlights that although respiratory drive, inspiratory effort, and work of breathing are intuitive concepts, even distinguished authors disagree on their definitions.



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License.