



ORIGINAL

La monitorización convencional no es suficiente para valorar el esfuerzo respiratorio durante la ventilación asistida



F. Ruiz Ferrón^{a,*} y J.M. Serrano Simón^b

^a Unidad de Cuidados Intensivos, Hospital Universitario San Cecilio, Granada, España

^b Unidad de Cuidados Intensivos, Hospital Reina Sofía, Córdoba, España

Recibido el 29 de agosto de 2017; aceptado el 14 de febrero de 2018

Disponible en Internet el 1 de abril de 2018

PALABRAS CLAVE

Ventilación mecánica;
Trabajo respiratorio;
Mecánica respiratoria

Resumen

Objetivo: Analizar la relación y concordancia entre el esfuerzo respiratorio calculado con las señales del respirador (P_{mus}) y el medido con presión esofágica (P_{es}), en ventilación mecánica con diferentes niveles de asistencia respiratoria.

Diseño: Estudio prospectivo de una cohorte.

Ámbito: Unidad de cuidados intensivos polivalente en 2 hospitales terciarios.

Pacientes: Pacientes en fase de retirada de la ventilación mecánica.

Intervenciones: La presión en la vía aérea, esofágica y flujo respiratorio se registraron en CPAP, ventilación asistida controlada por volumen (ACV) y presión soporte (PS) con asistencia respiratoria completa (ACV1, PS1) y parcial (ACV5, PS5). Variables medidas en P_{es} y P_{mus}: amplitud respiratoria (Δ : cmH₂O) y el producto presión tiempo por minuto (PTPm: cmH₂O·s/m).

Resultados: En 10 pacientes se estudiaron 41 registros. La asistencia en CPAP fue de 5 cmH₂O, PS1 15 ± 5 y PS5 9 ± 4 cmH₂O. En ACV1 el flujo inspiratorio fue 1 ± 0,2 l/s, reducido a 0,49 ± 0,1 l/s para ACV5. El esfuerzo respiratorio disminuyó con el aumento de la asistencia respiratoria: Δ P_{es} (CPAP, ACV5, ACV1, PS5, PS1): 11 ± 3, 6 ± 3, 5 ± 3, 9 ± 6, 7 ± 7 y en Δ P_{mus} 16 ± 5, 10 ± 6, 5 ± 3, 10 ± 6, 5 ± 4 cmH₂O ($p < 0,001$). PTPm P_{es}: 213 ± 87, 96 ± 91, 23 ± 24, 206 ± 121, 108 ± 100 ($p = 0,001$) y en P_{mus}: 293 ± 117, 156 ± 84, 24 ± 32, 233 ± 121, 79 ± 90 cmH₂O·s/m ($p < 0,001$). Las medidas en P_{es} y P_{mus} mostraron una correlación Δ : 0,72 y PTPm: 0,87. El análisis de Bland-Altman demostró que la diferencia Δ P_{es}-P_{mus} puede ser de 16 cmH₂O y el PTPm de 264 y el error sistemático en Δ : -0,98 ± 4,4 y PTPm -23,69 ± 66,3 cmH₂O·s/m.

Conclusiones: Los parámetros calculados de esfuerzo respiratorio y los medidos directamente presentan diferencias que no son aceptables en la práctica clínica.

© 2018 Elsevier España, S.L.U. y SEMICYUC. Todos los derechos reservados.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: fruízferron@gmail.com (F. Ruiz Ferrón).

KEYWORDS

Mechanical ventilation;
Respiratory work of breathing;
Respiratory mechanics

Conventional monitoring is not sufficient to assess respiratory effort during assisted ventilation**Abstract**

Objective: Study the relationship and concordance between calculated respiratory effort using the signals of the ventilator (Pmus) and that measured in esophageal pressure (Pes) on mechanical ventilation with different levels of respiratory assistance.

Design: Prospective cohort study.

Ambit: Intensive Care Unit of 2 university hospitals.

Patients Patients on weaning time.

Procedure: Airway, esophageal and respiratory flow were recorded on CPAP, assist volume control (ACV) and pressure support (PS), with complete (ACV1,PS1) and partial assistance (ACV5,PS5). Measurement: respiratory variations of Pes and Pmus (Δ : cmH₂O) and pressure time product (PTPm: cmH₂O·s/m).

Results: Forty one records were studied, the assistance was in CPAP of 5 cmH₂O, PS1 of 15 ± 5 reduced to 9 ± 4 cmH₂O. In ACV1 the inspiratory flow was 1 ± 0.2 l/s, reduced to 0.49 ± 0.1 l/s for ACV5. The increase in respiratory assistance decreases respiratory effort, measured in Delta Pes (CPAP, ACV5, ACV1, PS5, PS1): 11 ± 3 , 6 ± 3 , 5 ± 3 , 9 ± 6 , 7 ± 7 and in Pmus 16 ± 5 , 10 ± 6 , 5 ± 3 , 10 ± 6 , 5 ± 4 cmH₂O ($P < .001$). The PTP per minute measured in Pes: 213 ± 87 , 96 ± 91 , 23 ± 24 , 206 ± 121 , 108 ± 100 ($P = .001$) and in Pmus: 293 ± 117 , 156 ± 84 , 24 ± 32 , 233 ± 121 , 79 ± 90 ($P < .001$). The measurements in Pes and Pmus showed the following correlation, in Delta: 0.72 and PTPm, 0.87. The Bland-Altman analysis indicates that the difference between Delta Pes-Pmus can be 16 and the PTPm of 264 and the systematic error in Delta: -0.98 ± 4.4 and PTPm -23.69 ± 66.3 cmH₂O·s/m.

Conclusions: Calculated and measured parameters of respiratory effort showed unacceptable differences in clinical practice.

© 2018 Elsevier España, S.L.U. y SEMICYUC. All rights reserved.

Introducción

En la práctica diaria programar los parámetros del respirador en ventilación asistida suponen un reto, una excesiva asistencia produce disfunción diafragmática por reposo muscular y facilita el fallo de trigger. Por otro lado, un excesivo esfuerzo produce disnea¹, asincronía e incluso fatiga y lesión muscular², con el riesgo de prolongar la duración de la ventilación mecánica³. Por tanto, parece aconsejable objetivar el esfuerzo muscular y recientes revisiones recuerdan este tema, así como la dificultad en la incorporación a las prácticas de monitorización en UCI⁴. «A pie de cama» valoramos el trabajo respiratorio mediante el examen clínico y por la monitorización de las señales respiratorias ofrecidas por el respirador. La valoración clínica de la dificultad respiratoria está basada en un conjunto de signos clínicos, pero la observación y cuantificación muestra una amplia variabilidad interobservador⁵. En nuestro conocimiento no hay estudios clínicos que comparen la exploración clínica con medidas objetivas del esfuerzo muscular respiratorio. La interpretación de las curvas de la pantalla del respirador depende de la experiencia del médico, pero incluso facultativos experimentados tienen dificultades en su interpretación⁶. Los cambios que el esfuerzo muscular respiratorio produce en la curva de presión en vía aérea, en ventilación asistida controlada por volumen y en el flujo inspiratorio en ventilación con presión soporte, permiten inferir la intensidad del esfuerzo respiratorio^{7,8}. En estos casos estamos asumiendo

que el esfuerzo que realiza el paciente modifica la presión en ventilación controlada por volumen (ACV) o el flujo en presión soporte (PS) y por tanto la diferente morfología respecto a la ventilación controlada o pasiva representa la presión muscular (Pmus) respiratoria calculada^{9,10}. La incorporación de esta señal a la monitorización del paciente con ventilación mecánica permite mejorar la interacción con el respirador^{8,11}, pero hay poca información sobre la capacidad de estimar la amplitud de la presión pleural en modos de ventilación asistida¹². En este sentido, ha sido utilizada en ventilación con PS para optimizar el nivel de asistencia, mostrando una buena correlación con la presión esofágica (Pes)⁸, pero no se ha establecido la concordancia entre ambas señales y por tanto si son equivalentes para medir el trabajo respiratorio¹³.

El objetivo de este estudio es evaluar la concordancia entre la medida invasiva del esfuerzo respiratorio con sonda de Pes y la no invasiva con las curvas que muestra el respirador.

Material y métodos**Pacientes**

Estudiamos a un grupo de pacientes que precisaron ventilación mecánica por diferentes causas, ingresados en UCI medicoquirúrgica de 2 centros hospitalarios de tercer nivel, con criterios para iniciar la retirada de la ventilación

mecánica y que aceptan la participación en el estudio. Excluimos a pacientes con fuga pleural activa, cirugía o sangrado digestivo reciente y deformidades de la caja torácica.

Monitorizados con electrocardiograma, pulsioximetría y presión arterial no invasiva. El protocolo fue aprobado por el comité de investigación del hospital y el consentimiento para participar fue obtenido del paciente o familiar.

Señales registradas. El flujo respiratorio (V') es medido con un neumotacógrafo (Fleisch n.º 2) interpuesto entre el tubo endotraqueal y la conexión en Y del circuito del respirador. El volumen (V) es obtenido por integración de la señal de flujo. La presión de la vía aérea (P_{va}) es registrada de una conexión entre el tubo endotraqueal y el circuito del respirador. La P_{es} fue medida con un catéter balón tras insuflar 0,5 ml de aire, la posición fue confirmada con un test de oclusión. Las presiones son medidas con un transductor de presión diferencial, procesadas y almacenadas en un ordenador para un posterior análisis utilizando el software Anadat.

La mecánica respiratoria fue calculada en ventilación asistida controlada por volumen con alta asistencia (ACV1), sin maniobras adicionales. Por regresión lineal múltiple, con el método de los mínimos cuadrados, ajustando los valores de presión, volumen y flujo, durante todo el ciclo respiratorio, a un modelo mecánico de un compartimento con un valor de elastancia y resistencias. Básicamente con la señales de volumen y flujo buscamos 2 constantes (E_{sr} , R_{sr}) que permitan reproducir la presión medida en la vía aérea, considerando que esta es la suma de una presión elástica y otra resistiva. La variable dependiente es la P_{va} y las independientes el flujo y volumen [$P_{va}(t) = E_{sr} V(t) + R_{sr} (V' + P_{esp})$]. E_{sr} , es la elastancia dinámica y R_{sr} , son las resistencias totales del sistema respiratorio respectivamente. P_{esp} representa la PEEP dinámica o punto de la curva de presión en el que comienza la integración del flujo¹⁴. Utilizamos el valor medio de los ciclos respiratorios incluidos en el tiempo de registro (40 s), si el coeficiente de determinación del ajuste es superior a 0,95. En casos con altos niveles de PEEPi utilizamos el método de oclusión inspiratoria y espiratoria.

P_{mus} calculada. Utilizamos el mismo modelo de análisis de la mecánica respiratoria, asumiendo que la presión en el sistema es el resultado de la presión ejercida por el respirador y la musculatura respiratoria [$R_{sr} \cdot V' + E_{sr} \cdot V + P_{esp} = P_{va} - P_{mus}$]. Conociendo las anteriores variables calculamos P_{mus} [$P_{mus} = R_{sr} \cdot V' + E_{sr} \cdot V + P_{esp} - P_{va}$]^{7,15}. El valor de P_{mus} durante la fase espiratoria está relacionado con la PEEP, pero no representa el verdadero valor que no puede ser calculado.

Procedimiento

El paciente en posición reclinada, previo al registro de las señales retiramos el humidificador y se aspiran secreciones bronquiales. Al comienzo del estudio realizamos una prueba de CPAP y a los 30 min tras el registro, iniciamos ventilación asistida controlada por volumen con asistencia respiratoria alta (ACV1). Para esto el trigger inspiratorio es programado al máximo de sensibilidad, sin autotrigger, la PEEP según

la PEEPi y la frecuencia respiratoria que permita que el disparo del respirador sea realizado por el paciente. El volumen corriente de 6-8 ml/kg de peso ideal y aumentamos el flujo inspiratorio (cuadrado) para que el esfuerzo respiratorio sea mínimo, valorado en la curva de P_{es} . Si es necesario el volumen corriente fue aumentado transitoriamente para reducir el esfuerzo. Después de registrar las señales, el flujo inspiratorio fue reducido según el nivel de esfuerzo hasta un 50% y repetimos el registro (ACV5). En ventilación en soporte de presión, la sensibilidad del trigger inspiratorio, espiratorio y PEEP no fue modificada. El nivel de asistencia fue aumentado en pasos de 2-5 cmH₂O hasta que el esfuerzo fue mínimo (PS1); tras el registro, la asistencia fue reducida en un 50% (PS5).

Índices fisiológicos medidos en la presión esofágica y muscular

Amplitud respiratoria de P_{es} y P_{mus} (ΔP_{es} , ΔP_{mus}) medidas como la diferencia entre el inicio del descenso inspiratorio de P_{es} y P_{mus} hasta el máximo descenso o nadir de cada señal.

Producto presión tiempo inspiratorio (PTP)^{16,17} cuantificado como el área entre la presión de retroceso elástica de la pared torácica ($P_{re.pt}$) y la P_{es} o P_{mus} inspiratoria. Consideramos el final del esfuerzo inspiratorio el punto de presión equivalente al flujo igual a cero. $P_{re.pt}$ medida a partir de la elastancia de la pared torácica durante la ventilación pasiva y el volumen corriente durante la ventilación asistida. Esta presión es extrapolada al inicio del esfuerzo inspiratorio en P_{es} y P_{mus} [$P_{re.pt} = (E_{pt.v}) + P_{es.esp}$], donde $P_{es.esp}$ es la P_{es} o P_{mus} al final de la espiración, E_{pt} es la elastancia de la pared torácica medida en ACV1, relación entre la variación respiratoria de la P_{es} y el volumen corriente. El área fue medida por integración de la presión (P_{es} , P_{mus}) en función del tiempo; medimos 3 ciclos representativos del patrón respiratorio del paciente en cada modo de ventilación y obtenemos el valor medio, este es expresado por minuto, considerando la frecuencia respiratoria medida en la señal de flujo. Estas medidas son realizadas en cada modo de ventilación y CPAP.

Análisis estadístico

Utilizamos el test de Kolmogorov-Smirnov para analizar si las variables estudiadas siguen una distribución normal. Los datos se expresan como medias con desviación estándar (DE) y medianas con cuartiles 25-75%. Se comparan con t-test, o no paramétricos de sumas de rangos Mann-Whitney, según proceda. Para medias repetidas se realizó test ANOVA. La relación entre variables se evaluó mediante regresión lineal simple y el ajuste entre los 2 métodos de medida aplicando análisis de concordancia de Bland-Altman. El porcentaje de error fue calculado como los límites de ajustes (2DE) de las diferencias de medias dividido por la media de los 2 métodos¹⁸. Se consideró el nivel de significación estadística valor de $p < 0,05$.

Tabla 1 Características de los pacientes, mecánica respiratoria y pronóstico

N.º	Sexo	Edad (años)	Apache II al ingreso	Días VM	Diagnóstico	Esr cmH ₂ O/l	Rsr cmH ₂ O/l/s	Ept cmH ₂ O/l	Rpt cmH ₂ O/l/s	PEEPi cmH ₂ O	Evolución
1	H	74	29	40	PostQco abd- SDRA	30	8	10	0,4	1	Alta
2	M	48	17	35	Peritonitis 3.ª-SDRA	21	10	9	0,9	7	Exitus
3	M	55	16	25	Pancreatitis- SDRA	36	9	11	0,6	0	Alta
4	M	70	22	1	IRCA	12	7	4	0,6	4	Alta
5	M	65	23	25	IRCA	28	22	15	1	20	Alta
6	M	20	16	1	Asma	20	13	2	0,5	2	Alta
7	M	55	22	7	PostQco neuroci- rugía	16	10	4	0,6	0	Alta
8	M	62	20	7	Sepsis abd. SDRA	31	11	7	3,5	0	Alta
9	H	40	15	70	Neumonía SDRA	40	31	14	3,2	14	Alta
10	M	55	6	10	Neumonía SDRA	19	21	5	2,1	0	Alta

abd: abdominal; Ept: elastancia de la pared torácica cmH₂O/l; Esr: elastancia del sistema respiratorio (cmH₂O/l); IRCA: insuficiencia respiratoria crónica agudizada; PEEPi: autoPEEP dinámica (cmH₂O); PostQco: posquirúrgico; Rpt: resistencias de la pared torácica (cmH₂O/l/s); Rsr: resistencias totales del sistema respiratorio (cmH₂O/l/s); SDRA: síndrome de dificultad respiratoria aguda del adulto; VM: ventilación mecánica.

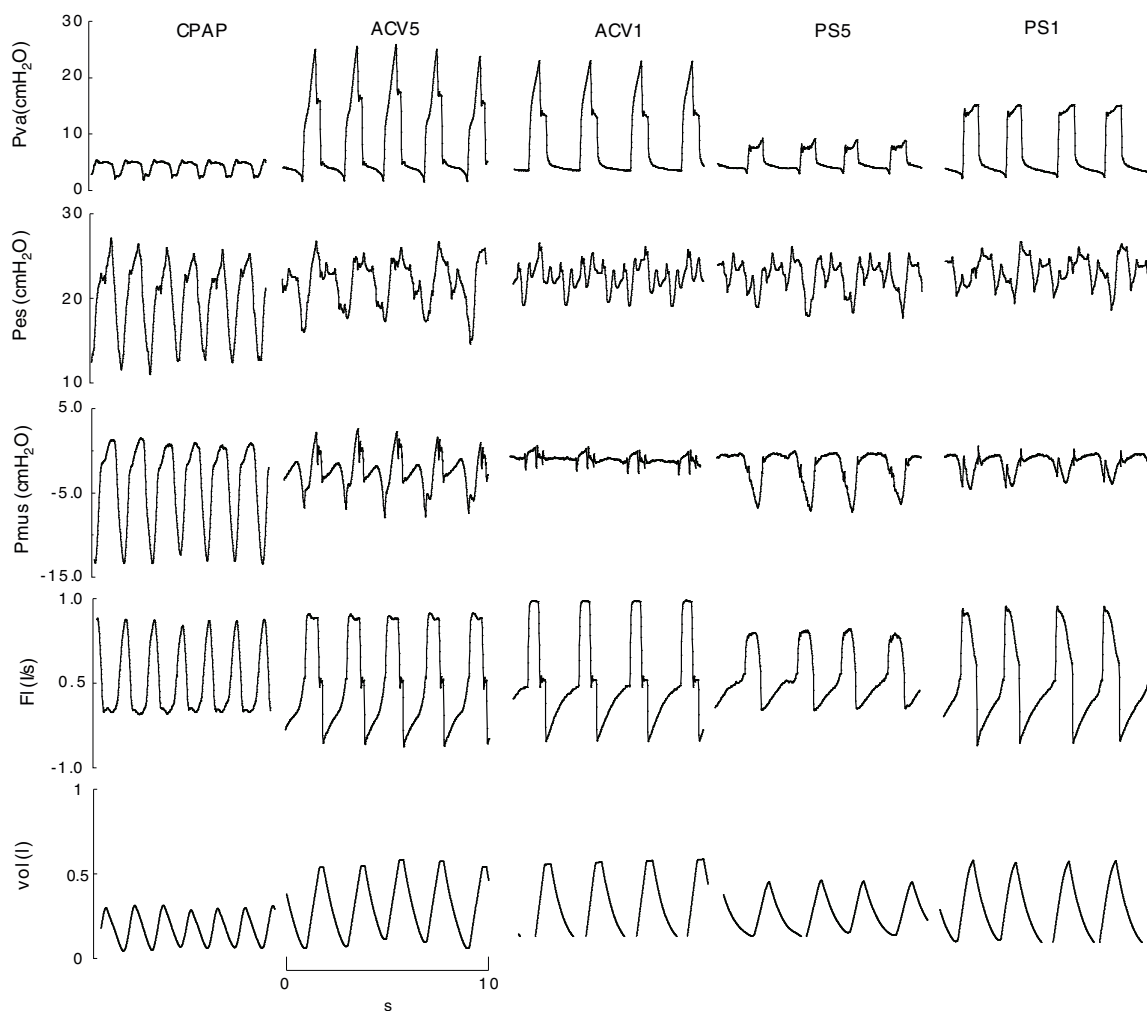


Figura 1 Ejemplo representativo, señales registradas (Pva, Pes, Fl) y calculadas (Pmus, vol) en CPAP, ACV y PS. Con baja asistencia la variación respiratoria de la presión esofágica y muscular calculada son evidentes y de mayor amplitud que con alta asistencia. Pero la amplitud de ambas es diferente. En este caso la medida es difícil, en la presión esofágica por la oscilación producida por el latido cardiaco y en la presión muscular calculada por oscilaciones o «espigas» producidas por cambios en el flujo inspiratorio. ACV1: asistida controlada por volumen con flujo 0,95 l/s; ACV5: asistida controlada por volumen con flujo 0,75 l/s; CPAP: presión positiva continua de 5 cmH₂O; F: flujo (l/s); Pes: presión esofágica; Pmus: presión muscular calculada (cmH₂O); PS5: presión soporte de 8; PS1: 16 cmH₂O con PEEP 4 cmH₂O; Pva: presión en la vía aérea; Vol: volumen (l).

Resultados

Estudiamos a 10 pacientes; sus características son resumidas en la [tabla 1](#). Se realizaron 50 registros, de estos, 41 fueron adecuados para el análisis, el resto se descartaron por artefactos en la señal de Pes. El nivel de CPAP aplicada fue de 5 cmH₂O, excepto en un caso que precisó 18 cmH₂O por PEEPI de 20 cmH₂O. En este modo el pico de flujo inspiratorio ($V'_{\text{máx}}$) fue de $0,7 \pm 0,1$ l/s y el volumen minuto (VE) de 9 ± 2 l/m. En ACV1 el volumen corriente $0,42 \pm 0,04$ l, VE de 9 ± 2 l/m y $V\dot{I}$ de $1 \pm 0,2$ l/s. El flujo inspiratorio fue disminuido a $0,49 \pm 0,1$ l/s para ACV5, con VE de 9 ± 3 . En PS la asistencia para reposo muscular máximo (PS1) fue de 15 ± 5 cmH₂O y disminuida a 9 ± 4 cmH₂O en PS5, sin cambios significativos en $V\dot{I}$ $0,8 \pm 0,1$ vs. $0,8 \pm 0,04$ l/s, VE fue más alto que con los otros modos 10 ± 3 l/m ([fig. 1](#)).

Las variables medidas en Pes y Pmus se muestran en la [tabla 2](#); el aumento de la asistencia respiratoria disminuye

el esfuerzo medido y el calculado de forma significativa ($p < 0,001$). Comparando estas medidas en cada modo de ventilación, la diferencia media no es significativa, pero el análisis de concordancia muestra una amplia dispersión ([tabla 3](#)). Así la variación que podemos encontrar entre la medida y el cálculo del esfuerzo puede ser de 16 cmH₂O para la variación respiratoria y de 264 cmH₂O·s/m en el PTPm ([figs. 2 y 3](#)). Estas diferencias no están influidas por la amplitud del esfuerzo, pero el porcentaje de error entre la medida y el cálculo es menor con bajos niveles de asistencia (CPAP, ACV5, PS5).

Discusión

Los resultados del estudio indican que el esfuerzo respiratorio calculado no permite inferir el valor medido en la Pes. Estas diferencias se pueden deber a varios factores, especialmente los parámetros que intervienen en el cálculo de la

Tabla 2 Variables de esfuerzo medidas en todos los datos, asistencia 100% (ACV1 y PS1) y asistencia $\leq 50\%$ (CPAP, PS5, ACV5)

	CPAP	ACV5	ACV1	PS5	PS1
Δ Pes	11 \pm 3	6 \pm 3	5 \pm 3	9 \pm 6	7 \pm 7
Δ Pmus	16 \pm 5	10 \pm 6	5 \pm 3	10 \pm 6	5 \pm 4
PTPes.es	213 \pm 87	96 \pm 91	23 \pm 24	206 \pm 121	108 \pm 100
PTPmus. m	293 \pm 117	156 \pm 84	24 \pm 32	233 \pm 121	79 \pm 90

Delta: variación respiratoria; Pes: presión esofágica; Pmus: presión muscular calculada (cmH₂O); PTP, producto presión tiempo por ciclo (cmH₂O/s); PTPm: producto presión tiempo por minuto (cmH₂O-s/m).

Tabla 3 Estadística descriptiva y concordancia

	PTP	PTPm	Delta
<i>Todos los datos</i>			
Pes, media \pm DE	9 \pm 1	130 \pm 110*	8 \pm 5
Cuartil 25-75	(1-9)	(22-223)	(3-10)
Pmus, media \pm DE	9 \pm 14	155 \pm 133	9 \pm 6
Cuartil 25-75	(1-11)	(23-256)	(3-14)
R	0,92	0,87	0,72
Bias (media de las diferencias \pm DE)	0,23 \pm 6,7	-23,69 \pm 66,3	-0,98 \pm 4,4
2 DE (95% límites de concordancia)	13,17 -13,63	108,91 -156,29	7,82 -9,78
<i>Asistencia 100%</i>			
Pes, media \pm DE	11 \pm 24	66 \pm 83	6 \pm 5
Cuartil 25-75	(0,8-7)	(22-223)	(3-10)
Pmus (media \pm DE)	9 \pm 19	51 \pm 71	5 \pm 3
Cuartil 25-75	(0,5-8)	(23-256)	(3-14)
Bias (media de las diferencias \pm DE)	-2,14 \pm 9,00	-14,25 \pm 62,59	-1,08 \pm 4,62
2 DE (95% límites de concordancia)	15,86 -20,14	110,93 -139,44	8,16 -10,32
<i>Asistencia < 50%</i>			
Pes (media \pm DE)	7 \pm 4*	176 \pm 108*	9 \pm 4*
Cuartil (25-75)	(4-10)	(74-268)	(6-11)
Pmus (media \pm DE)	9 \pm 4	234 \pm 119	12 \pm 6
Cuartil 25-75	(6-11)	(119-344)	(8-16)
Bias (media de las diferencias)	2,50 \pm 2,03	57,85 \pm 49,62	-2,95 \pm 3,33
2 DE (95% límites de concordancia)	-1,56 6,56	-41,39 157,09	-3,71 9,61

Bias o error sistemático; DE: desviación estándar; Delta: variación respiratoria; Pes: presión esofágica; Pmus: presión muscular calculada (cmH₂O); PTP, producto presión tiempo por ciclo (cmH₂O/s); PTPm: producto presión tiempo por minuto (cmH₂O-s/m); R: coeficiente de correlación. Límites de concordancia o error aleatorio.

* p < 0,05.

Pmus, la exactitud de las medidas de mecánica respiratoria y su validez cuando hay esfuerzo muscular. También puede influir la medida de la Pes y la transmisión del esfuerzo a la vía aérea.

La señal de Pmus calculada depende de los parámetros de mecánica respiratoria (E y R) que intervienen en la ecuación de movimiento^{19,20}. Cualquier método de medida tiene limitaciones, ya que estos parámetros pueden cambiar de unos ciclos respiratorios a otros, incluso con sedación profunda²¹. En la práctica el método más utilizado es la oclusión inspiratoria y espiratoria, basado en un modelo

matemático que asume la ausencia de esfuerzo²². Nosotros utilizamos un método previamente validado en respiración espontánea²³, ventilación asistida^{13,24} y controlada²⁵. Las diferencias que encontramos entre la medida y el cálculo del esfuerzo son similares a las previamente publicadas utilizando este método basado en un modelo mecánico simple²⁶. Con métodos más complicados no han mejorado los resultados. En ventilación con PS^{27,28}, el trabajo respiratorio calculado con Pmus y otras variables de ventilación puede diferir respecto al medido hasta 7 j/m (normal 5-10 j/m). Estudios experimentales utilizando complejos algoritmos

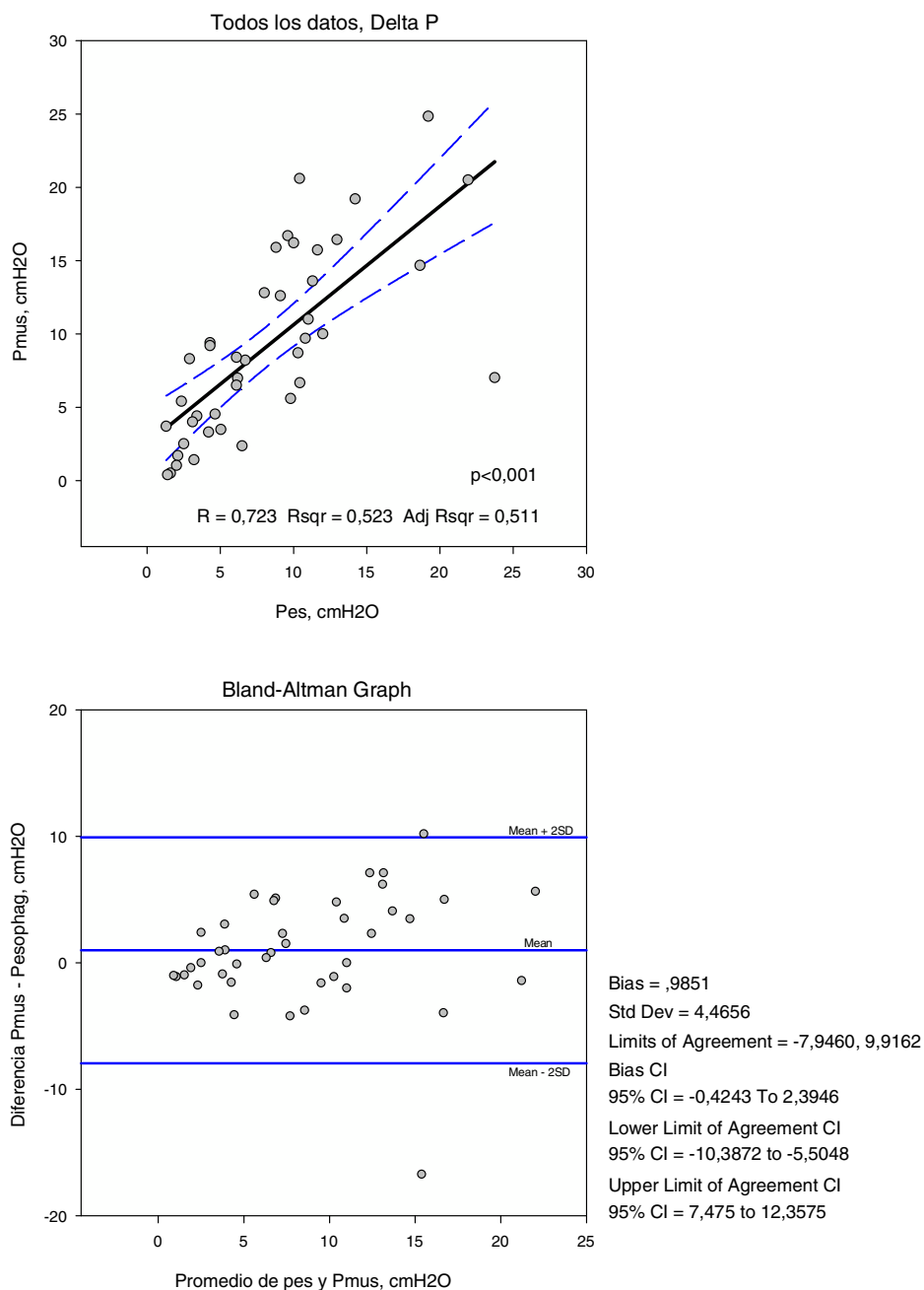


Figura 2 Regresión lineal e intervalo de confianza al 95% y diagrama de Bland-Altman: diferencia media entre ambas señales y límites de concordancia. Delta Pe-Pmus.

matemáticos refieren diferencias de $0,3j/l^{29}$. En pacientes con ventilación asistida proporcional, las diferencias en el esfuerzo respiratorio medido y calculado pueden ser de $5\text{ cmH}_2\text{O}/s^{11}$, valor elevado si consideramos el límite aceptable en ventilación mecánica ($4\text{ cmH}_2\text{O}/s^{17}$). En este modo de ventilación era de esperar una mayor semejanza entre ambas señales. Por definición en ventilación asistida proporcional, la presión y el flujo son proporcionales al esfuerzo respiratorio calculado³⁰ y las medidas de mecánica respiratoria son periódicas¹⁸.

Las condiciones de medida de la mecánica respiratoria pueden influir. Estos parámetros son estimados en ventilación pasiva y pueden cambiar en respiración espontánea³¹, limitando su utilidad para calcular el esfuerzo muscular^{32,33}. Así después de una desconexión fallida del respirador, se ha demostrado un descenso de compliancia, aumento de resistencias y PEEP^{34,35}. Pero estos resultados no han sido confirmados en otros estudios de pacientes que precisaron ventilación mecánica por EPOC y SDRA³⁶. Diferencias en el patrón respiratorio pueden cambiar la mecánica respiratoria

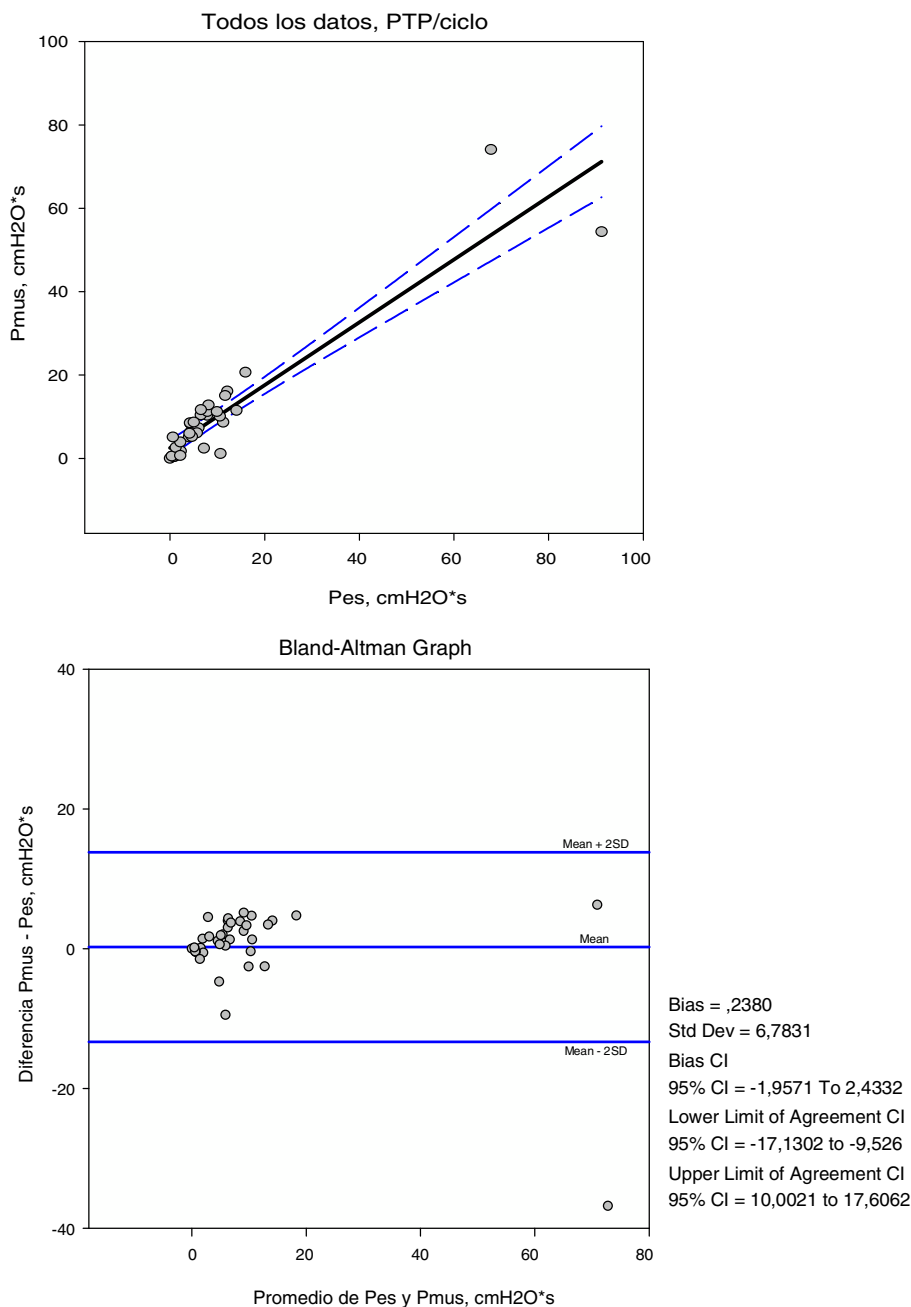


Figura 3 Regresión lineal e intervalo de confianza al 95% y diagrama de Bland-Altman: diferencia media entre ambas señales y límites de concordancia. PTPPe-Pmus.

en ventilación asistida, por la dependencia de la elastancia y resistencias del volumen y flujo respectivamente³⁷. El alto flujo inspiratorio utilizado para una ventilación pasiva puede sobreestimar el valor de resistencias inspiratorias y por tanto la Pmus calculada será mayor que la Pes.

Otros factores pueden influir en las diferencias entre el cálculo y la medida del esfuerzo muscular respiratorio. Que la Pes no represente adecuadamente la presión pleural y/o el esfuerzo respiratorio no modifique la Pva. La Pes es un valor de presión puntual y puede no reflejar la globalidad de la superficie pulmonar. Así en presencia de zonas del pulmón con diferentes características mecánicas, la presión

pleural tendrá una distribución no solamente gravitacional y será más heterogénea, como se ha demostrado en pacientes con EPOC³⁸ y recientemente en SDR³⁹. En estos casos, el esfuerzo respiratorio produce una redistribución del aire al inicio de la inspiración, sin cambios de volumen y la Pes no representa la presión pleural, especialmente en zonas dependientes. Por otro lado, el esfuerzo respiratorio puede no generar un cambio de presión proporcional en la vía aérea y por tanto la Pmus calculada no representa el cambio de presión pleural o esofágica. En sujetos sanos el cambio de presión alveolar durante la inspiración es similar al cambio de Pva, si bien puede haber diferencias entre

sujetos de hasta un 12%⁴⁰. Pero cuando las resistencias de las vías aéreas están aumentadas (EPOC), el esfuerzo respiratorio no se transmite adecuadamente a la vía aérea, como se ha demostrado tras la estimulación eléctrica del nervio frénico⁴¹ e infraestima el esfuerzo respiratorio^{19,38}. De igual modo en presencia de baja compliancia pulmonar, el esfuerzo respiratorio produce compresión del gas inspirado, con poco cambio de volumen pulmonar y desproporción entre la Pes y la vía aérea⁴². Nuestros resultados muestran que en presencia de alta asistencia y esfuerzo débil, la Pes medida es superior a la calculada. Esto es, con alta asistencia, un esfuerzo pequeño cambia poco la Pva en ACV o el flujo inspiratorio en PS. Por el contrario, en presencia de baja asistencia, con esfuerzo muscular elevado, la presión calculada es superior a la medida, por las causas referidas anteriormente.

La limitación principal del estudio es la heterogeneidad del grupo de pacientes estudiado. Si bien están en fase de retirada del respirador, la mecánica respiratoria y días de ventilación mecánica es muy variable. Un grupo más amplio y/o estratificado podría mejorar los resultados.

En conclusión, las curvas del respirador de presión y flujo permiten valorar los cambios de esfuerzo muscular respiratorio cuando modificamos los parámetros de ventilación, pero no cuantificar su amplitud.

Contribución de los autores

Francisco Ruiz Ferrón: Preparación del protocolo, registro realizado en 5 pacientes, análisis de los datos y preparación del manuscrito.

Jose Manuel Serrano Simón: Preparación del protocolo, registro realizado en 5 pacientes, análisis de los datos y preparación del manuscrito.

Financiación

Ninguna.

Conflicto de intereses

Ninguno.

Bibliografía

1. Leung P, Jubran A, Tobin MJ. Comparison of assisted ventilator modes on triggering, patient effort, and dyspnea. *Am J Respir Crit Care Med.* 1997;155:1940–8.
2. Jiang TX, Reid WD, Belcastro A, Road JL. Load dependence of secondary diaphragm inflammation and injury after acute inspiratory loading. *Am J Respir Crit Care Med.* 1998;157:230–6.
3. Thille AW, Rodriguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med.* 2006;32:1515–22.
4. Bellani G, Pesenti A. Assessing effort and work of breathing. *Curr Opin Crit Care Med.* 2014;20:352–8.
5. Tulaimat A, Patel A, Wisniewski M, Gueret R. The validity and reliability of the clinical assessment of increased work of breathing in acutely ill patients. *J Crit Care.* 2016;111–5.
6. Colombo D, Cammarota G, Alemani M, Carenzo L, Barra FL, Vaschetto R, et al. Efficacy of ventilator waveform observation in detecting patient-ventilator asynchrony. *Crit Care Med.* 2011;39:2452–7.
7. Marini JJ, Rodriguez RM, Lamb V. The inspiratory workload of patient-initiated mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis.* 1986;134:902–9.
8. Yamada Y, Shigeta M, Suwa K, Hanaoka K. Respiratory muscle pressure analysis in pressure-support ventilation. *J Appl Physiol.* 1994;77:2237–43.
9. Mead J, Agostoni E. Dynamics of breathing. En: Fenn WO, Rahn H, editores. *Handbook of physiology. Section 3, vol I: Respiration.* Washington, DC: American Physiology Society; 1964. p. 411–27.
10. Schott RH, Blom JA, Korsten HH. Real-time computation of a patient's respiratory effort during ventilation. *J Clin Monit Comput.* 2006;20:193–200.
11. Kondili E, Alexopoulou C, Xirouchaki N, Vaporidi K, Georgopoulos D. Estimation of inspiratory muscle pressure in critically ill patients. *Intensive Care Med.* 2010;36:648–55.
12. Fresnel E, Muir JF, Letellier C. Realistic human muscle pressure for driving a mechanical lung. *EPJ Nonlinear Biomed Phys.* 2014;2:7.
13. Kreit J, Capper MW, Eschenbacher WL. Patient work of breathing during pressure support and volume-cycled mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 1994;149:1085–91.
14. Iotti GA, Braschi A, Brunner JX, Smits T, Olivei M, Palo A, et al. Respiratory mechanics by least square fitting in mechanically ventilated patients: Applications during paralysis and during pressure support ventilation. *Intensive Care Med.* 1995;21:406–13.
15. Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support theory. *Am Rev Respir Dis.* 1992;145:114–20.
16. Parthasarathy S, Jubran A, Tobin MJ. Assessment of neural inspiratory time in ventilator-supported patients. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000;162:546–52.
17. Jubran A, van de Graaff WB, Tobin MJ. Variability of patient-ventilator interaction with pressure support ventilation in patients with COPD. *Am J Respir Crit Care Med.* 1995;152:129–36.
18. Critchley LAH, Critchley JAJH. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monitor.* 1999;15:85–91.
19. Younes M, Brochard L, Grasso S, Kun J, Mancebo J, Ranieri M, et al. A method for monitoring and improving patient: Ventilator interaction. *Intensive Care Med.* 2007;33:1337–46.
20. Fernandez R, Mendez M, Younes M. Effect of ventilator flow rate on respiratory timing in normal human. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999;159:710–9.
21. Kim KT, Chiew YS, Pretty C, Shaw GM, Desai T, Chasel JG. Breath to breath respiratory mechanics variation: How much variation should we expect. *Crit Care.* 2015;9 Suppl 1:s91.
22. Bates JH, Rossi A, Milic-Emili L. Analysis of the behaviour of the respiratory system with constant inspiratory flow. *J Appl Physiol.* 1985;58:1840–8.
23. Khirani S, Polese G, Aliverti A, Appendini L, Nucci G, Pedotti A, et al. On-line monitoring of lung mechanics during spontaneous breathing: A physiological study. *Respir Med.* 2010;104:463–71.
24. Kano S, Lanteri CJ, Duncan AW, Sly PD. Influence of nonlinearities on estimates of respiratory mechanics using multilinear regression analysis. *J Appl Physiol.* 1994;77:1185–97.
25. Hernandez P, Navalesi P, Maltais F, Gursahaney A, Gottfried B. Comparison of static and dynamic measurements of intrinsic PEEP in anesthetized cats. *J Appl Physiol.* 1994;76:2437–42.
26. Mecklenburgh JS, al-Obaidi TAA, Mapleson WW. A model lung with direct representation of respiratory muscle activity. *Br J Anaesth.* 1992;68:603–12.
27. Banner MJ, Eulinao NR, Brennan V, Peters C, Layon J, Babrielli A. Power of breathing determined noninvasively with use of an artificial neural network in patients with respiratory failure. *Crit Care Med.* 2006;34:1052–9.

28. Banner MJ, Tams CG, Euliano NR, Stephan PJ, Leavitt TJ, Martin AD, et al. Real time noninvasive estimation of work of breathing using facemask leak-corrected tidal volume during noninvasive pressure support: Validation study. *J Clin Monit Comput.* 2016;30:285–94.
29. Vicario F, Albanese A, Wang D, Karamolegkos N, Chbat NW. Constrained optimization for noninvasive estimation of work of breathing. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2015:5327–30.
30. Younes M, Puddy A, Roberts D, Light B, Quesada A, Taylor K, et al. Proportional assist ventilation. Results of an initial clinical trial. *Am Rev Respir Dis.* 1992;145:121–9.
31. Gallather CG, Younes M. Effect of pressure assist on ventilation and respiratory mechanics in heavy exercise. *J Appl Physiol.* 1989;66:1824–37.
32. 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.
33. 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.
34. Vassilakopoulos T, Zakynthinos S, Roussos C. The tension-time index and the frequency/tidal volume ratio are the major pathophysiologic determinants of weaning failure and success. *Am J Respir Crit Care Med.* 1998;158:378–85.
35. Jubran A, Tobin MJ. Passive mechanics of lung and chest wall in patients who failed or succeeded in trials of weaning. *Am J Respir Crit Care Med.* 1997;155:916–21.
36. Carlucci A, Ceriana P, Prinianakis G, Fanfulla F, Colombo R, Nava S. Determinants of weaning success in patients with prolonged mechanical ventilation. *Crit Care.* 2009;13:R97.
37. Behrakis PK, Higgs BD, Baydur A, Zin WA, Milic-Emili J. Respiratory mechanics during halothane anesthesia and anesthesia-paralysis in humans. *J Appl Physiol.* 1983;55:1085–92.
38. Marazzini L, Cavestri R, Gori D, Gatti L, Longhini E. Difference between mouth and esophageal occlusion pressure during CO₂ rebreathing in chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.* 1978;118:1027–33.
39. Yoshida T, Torsani V, Gomes S, de Santis R, Beraldo MA, Costa E, et al. Spontaneous effort causes occult pendelluft during mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med.* 2013;188:1420–7.
40. Banner MJ, Euliano NR, Martin AD, Al-Rawas N, Layon AJ, Gabrielli A. Noninvasive work of breathing improves prediction of post-extubation outcome. *Intensive Care Med.* 2012;38:248–55.
41. Watson AC, Hughes PD, Harris L, Hart N, Ware TJ, Wendon J, et al. Measurement of twitch transdiaphragmatic, esophageal, and endotracheal tube pressure with bilateral anterolateral magnetic phrenic nerve stimulation in patients in the intensive care unit. *Crit Care Med.* 2001;29:1325–39.
42. Drummond GB, Wright ADG. Inaccuracy of oesophageal pressure for pleural pressure estimation in supine anesthetized subjects. *Br J Anaesth.* 1983;55:585–93.