

INVESTIGACIÓN ORIGINAL

DOI: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v65n2.60938>

Cambios en la mecánica ventilatoria debidos a variaciones de la PEEP y la presión soporte: estudio en sujetos sanos bajo ventilación mecánica no invasiva

Changes in ventilatory mechanics caused by variations in PEEP and pressure support: study in healthy subjects under non-invasive mechanical ventilation

Recibido: 08/11/2016. Aceptado: 31/12/2016.

Isabel Cristina Muñoz¹ • Alher Mauricio Hernández¹

¹ Universidad de Antioquia - Facultad de Ingeniería - Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica GIBIC - Medellín - Colombia.

Correspondencia: Alher Mauricio Hernández. Facultad de Ingeniería, Universidad de Antioquia. Calle 70 No. 52-21, bloque 19, oficina 413. Teléfono: +57 4 2198589. Medellín. Colombia. Correo electrónico: alher.hernandez@udea.edu.co.

| Resumen |

Introducción. Por lo general, la mecánica ventilatoria se ha estimado en modo controlado con el uso de aproximaciones no adecuadas para ventilación espontánea.

Objetivo. Medir los cambios de la mecánica ventilatoria ante variaciones de la presión positiva al final de la espiración (PEEP, por su sigla en inglés) y la presión soporte (PS) en ventilación mecánica no invasiva.

Materiales y métodos. A través de una estrategia no invasiva, se estimó la mecánica ventilatoria bajo diferentes niveles de PEEP y PS. Para tal fin, se utilizó un simulador mecánico y se registró una base de datos de 14 sujetos sanos conectados de manera no invasiva a un ventilador mecánico.

Resultados. Se obtuvieron valores medianos de resistencia y compliancia de 91.2[77.8-135.9]mL/cmH₂O y 8.3[6.1-10.4]cmH₂O/L/s para los 14 sujetos sanos con PEEP y PS de 0 cmH₂O, respectivamente. En los incrementos de PEEP, los sujetos presentaron aumento estadísticamente significativo en la compliancia. Por el contrario, en el incremento de presión soporte, no se observaron cambios de ningún parámetro.

Conclusiones. Se encontraron valores de compliancia y resistencia, acordes con los configurados en el simulador mecánico y coherentes con los reportados en la literatura en el caso de sujetos sanos. Esto resulta de gran utilidad al tomar decisiones en unidades de cuidados intensivos.

Palabras clave: Ventilación no invasiva; Mecánica respiratoria; Trabajo respiratorio (DeCS).

| Abstract |

Introduction: Traditionally, ventilatory mechanics has been delivered in controlled modes through the use of inappropriate approaches for spontaneous ventilation.

Objective: To measure the changes of ventilatory mechanics caused by PEEP and pressure support (PS) variations in non-invasive mechanical ventilation.

Materials and methods: The ventilatory mechanics was evaluated through a non-invasive strategy, under different PEEP and pressure support levels. For this purpose, a mechanical simulator was used, and a database of 14 healthy subjects non-invasively connected to a mechanical ventilator was recorded.

Results: For the 14 healthy subjects under PEEP and pressure support conditions of 0 cmH₂O, the median resistance and compliance values were 91.2 [77.8-135.9] mL/cmH₂O and 8.3[6.1-10.4]cmH₂O/L/s, respectively. PEEP compliance showed a statistically significant increase in all subjects. On the other hand, no changes in any of the parameters were observed regarding pressure support increase.

Conclusions: The proposed technique allowed to find compliance and resistance values consistent with those set in the mechanical simulator, which, in turn, coincide with those reported in the literature for healthy subjects. This information is useful for decision-making in intensive care units.

Keywords: Noninvasive Ventilation; Respiratory Mechanics; Work of Breathing (MeSH).

Muñoz IC, Hernández AM. Cambios en la mecánica ventilatoria debidos a variaciones de la PEEP y la presión soporte: estudio en sujetos sanos bajo ventilación mecánica no invasiva. 2017;65(2):321-8. Spanish. doi: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v65n2.60938>.

Muñoz IC, Hernández AM. [Changes in ventilatory mechanics caused by variations in PEEP and pressure support: study in healthy subjects under non-invasive mechanical ventilation]. 2017;65(2):321-8. Spanish. doi: <http://dx.doi.org/10.15446/revfacmed.v65n2.60938>.

Introducción

Las propiedades mecánicas del sistema respiratorio incluyen la resistencia al flujo de las vías respiratorias y las fuerzas de retroceso elásticas de los tejidos pulmonares y torácicos, asociadas con la compliancia pulmonar y de la caja torácica, las cuales deben ser superadas con éxito por los músculos respiratorios en cada ventilación (1). Cada vez que dichas propiedades mecánicas se modifican, el controlador respiratorio ajusta la frecuencia respiratoria y el volumen circulante con el fin de garantizar la demanda ventilatoria (2). Esto requiere un mayor trabajo muscular y mayores presiones para lograr la insuflación de los pulmones con un volumen de aire adecuado (3).

En general, la mayoría de las patologías respiratorias se relacionan con una disfunción muscular debido a la carga extra de trabajo que estos deben soportar después de la modificación de la mecánica ventilatoria. En etapas avanzadas de la enfermedad, la debilidad muscular conlleva una reducción del volumen pulmonar, a tal punto que en ocasiones es necesaria la ventilación mecánica como tratamiento (4,5).

Las propiedades mecánicas del sistema respiratorio se pueden medir en condiciones estáticas o dinámicas. La compliancia dinámica se calcula durante ventilaciones continuas y la estática, en condiciones de flujo cero. La diferencia entre un valor de compliancia y otro radica en la cantidad de componentes elásticas que explica. En el caso de la estática, se refiere a todo el sistema ventilatorio, tórax, parénquima pulmonar y pulmones, mientras que la dinámica explica la compliancia del tórax y el parénquima pulmonar (6).

En sentido estricto y desde el punto de vista técnico, medir la mecánica ventilatoria requiere condiciones controladas al extremo que entorpecerían el tratamiento de un paciente (7). Por lo anterior, se habla de estimar los valores de resistencia y compliancia, lo cual tiene utilidad en el diagnóstico de enfermedades pulmonares y en la evaluación del efecto y la evolución de los tratamientos (8,9). En general, los parámetros mecánicos de un paciente bajo ventilación mecánica se han estimado con el uso de modelos a partir de las señales de flujo, presión y volumen controladas por el ventilador, suponiendo que no hay esfuerzos ventilatorios. En ventilación espontánea, esta estrategia no es adecuada, ya que las simplificaciones que conducen a omitir la actividad muscular respiratoria no son válidas en este caso (6).

Es posible calcular la mecánica ventilatoria de pacientes que realizan ventilaciones espontáneas mediante una sonda con un balón esofágico que mide la presión transpulmonar. Sin embargo, esta técnica no es muy difundida como procedimiento clínico rutinario por su carácter invasivo, el costo de las sondas, la dificultad para su correcta ubicación y la incomodidad que podría producirle al paciente (9,10).

Con el fin de garantizar una adecuada configuración de la ventilación mecánica, es necesario evaluar la eficacia del soporte ventilatorio, detectar temprano algún efecto adverso de la asistencia ventilatoria y reducir el riesgo de complicaciones inducidas por el ventilador (11). A su vez, para esto, se evalúa el efecto de la presión positiva al final de la espiración (PEEP, por su sigla en inglés) y la presión de soporte (PS) sobre la resistencia de la vía aérea y la distensibilidad pulmonar, los cuales son factores determinantes en la evolución del paciente y tema de estudio por parte de muchos investigadores en todo el mundo (12-14).

En este artículo, se presenta una estrategia no invasiva para la evaluación de los cambios en la mecánica ventilatoria debidos a variaciones de PEEP y PS en ventilación no invasiva. Esto, con el fin de ofrecer al personal asistencial de la unidad de cuidados intensivos información extra que contribuya a la correcta configuración del ventilador mecánico durante ventilaciones espontáneas.

Materiales y métodos

Diseño experimental

Dado que las técnicas de estimación de la compliancia estática (C) y resistencia (R) disponibles en los ventiladores mecánicos requieren sedación o bloqueo muscular del paciente, los valores estimados en sujetos sanos bajo ventilación espontánea no invasiva no pudieron ser comparados. Por lo anterior, en este estudio se evaluó la mecánica ventilatoria con el uso de datos de dos fuentes: las señales generadas en un simulador mecánico con valores conocidos de R y C y un grupo de voluntarios sanos bajo ventilación mecánica no invasiva. Esto, con el fin de garantizar la fiabilidad de las técnicas propuestas.

Registro de señales ventilatorias generadas con el simulador ASL 5000

El ASL5000 (IngMar Medical, Pittsburgh, USA) es un simulador que permite reproducir las características de ventilación espontánea en adultos bajo ventilación mecánica y proporciona control sobre la mecánica ventilatoria, presión muscular y, en general, sobre el patrón ventilatorio.

El ASL5000 fue conectado al ventilador Hamilton C1 en modo de ventilación espontánea y configurado para simular un adulto sano. Acorde a la literatura (15), se configuró una compliancia estática y una resistencia de la vía aérea de 100 mL/cmH₂O y 3 cmH₂O/L/s, respectivamente. Para garantizar un volumen circulante entre 500mL y 1000mL dependiente del peso corporal, se configuró una presión muscular (P_{mus}) de 12 cmH₂O. Luego, con un valor de resistencia normal, se realizaron cambios en los valores de compliancia y se configuraron valores de 50 mL/cmH₂O, 150 mL/cmH₂O y 200 mL/cmH₂O en el simulador. Al final, con una compliancia normal, se cambió la resistencia con valores de 5 cmH₂O/L/s, 10 cmH₂O/L/s y 15 cmH₂O/L/s.

Se realizaron variaciones en el nivel de PEEP desde 0 hasta 10 con pasos de 2 cmH₂O, manteniendo cada nivel de presión durante 3 minutos para evaluar el efecto del incremento de PEEP sobre la mecánica ventilatoria con base en el protocolo de Bellani *et al.* (16). Posterior a esta prueba, se reestableció el valor de PEEP a 0 cmH₂O y se comenzó a incrementar la PS desde 0 hasta 10 con pasos de 2 cmH₂O, manteniendo cada nivel de presión durante 3 minutos. Los anteriores rangos correspondieron a los valores más utilizados en la práctica clínica (11). Durante toda la prueba, se registraron señales y parámetros ventilatorios como flujo, presión, volumen y frecuencia respiratoria con un ventilador Hamilton C1 y su respectivo *datalogger* (Hamilton Medical, Bonaduz, Switzerland).

Registro de señales ventilatorias en voluntarios sanos

En el estudio participaron 14 voluntarios de sexo masculino (27±4.2 años, 73.3±9.9Kg, 171.9±5.8cm) vinculados según los siguientes criterios de inclusión: que fueran personas de sexo masculino, mayores de edad, con un índice de masa corporal inferior o igual a 30, no fumadores, que no hayan consumido alcohol en las últimas 48 horas, no consumidores de alucinógenos, que no estuvieran bajo tratamiento médico, con marcapasos o estimuladores eléctricos implantados, sin traumatismo torácico y no practicantes de yoga o pilates (para evitar patrones respiratorios alterados de manera deliberada).

Antes de comenzar la prueba, cada voluntario recibió una explicación del estudio y firmó un consentimiento informado, el cual

fue avalado por el comité de ética de estudios en humanos de la Sede de Investigación Universitaria (SIU) de la Universidad de Antioquia.

Después de esto, los voluntarios fueron conectados al ventilador de manera no invasiva con una máscara oronasal y se aseguró su posicionamiento a través de pruebas de fugas con la máscara presurizada con una exhalación del voluntario. Al inicio, fueron ventilados durante tres minutos en modo espontáneo y sin ningún cambio en la configuración del ventilador para garantizar su acoplamiento. Luego, se modificó el nivel de PEEP y de PS como se describió en la sección anterior.

Cálculo de la mecánica ventilatoria

La ecuación de movimiento en ventilación mecánica controlada (1) relaciona la presión del sistema respiratorio medida en la vía aérea (P_{aw}), el flujo (Q) y el volumen (V_T), que a su vez se relacionan con los elementos elásticos (C) y resistivos del sistema (R). Esta ecuación se simplificó un poco para facilitar su interpretación: se considera despreciable la inercia del gas, además de considerar que el paciente no realiza esfuerzos respiratorios y, por lo tanto, la presión ejercida por los músculos respiratorios es cero. Una de las variables tenidas en cuenta por la ecuación del movimiento fue la presión positiva total al final de la espiración, definida como la diferencia entre la presión positiva al final de la espiración aplicada por el ventilador (PEEP) y la presión al final de la espiración intrínseca ($PEEP_i$) desarrollada en el paciente por efecto de la hiperinflación dinámica (6).

$$(1) \quad P_{aw} = \frac{1}{C} * V_T + R * Q + PEEP_{total}$$

Dado que la ecuación omite la P_{mus} ejercida por los músculos respiratorios, esta no se pudo usar en ventilación espontánea. Para esto, se cambió por la siguiente expresión (17):

$$(2) \quad P_{mus} + P_{aw} = \frac{1}{C} * V_T + R * Q + PEEP_{total}$$

Donde P_{mus} , C y R son desconocidas durante la ventilación mecánica y, por lo tanto, la ecuación presenta múltiples soluciones, pero solo una de ellas con sentido fisiológico (17).

Una de las técnicas utilizadas para el cálculo de las propiedades mecánicas del sistema respiratorio se basó en pausas al final de la inspiración cuando el paciente estaba controlado por el ventilador, lo que permitió calcular C y R a partir de las siguientes expresiones (6,18):

$$(3) \quad C = \frac{V_T}{P_{Plat} - PEEP}$$

$$(4) \quad R = \frac{PIP - P_{Plat}}{Q}$$

Donde V_T es el volumen circulante (*tidal volume*); P_{plat} , presión meseta; PEEP, presión positiva total al final de la espiración; PIP, presión inspiratoria pico, y Q , el flujo. Las anteriores variables se describen en la Figura 1.

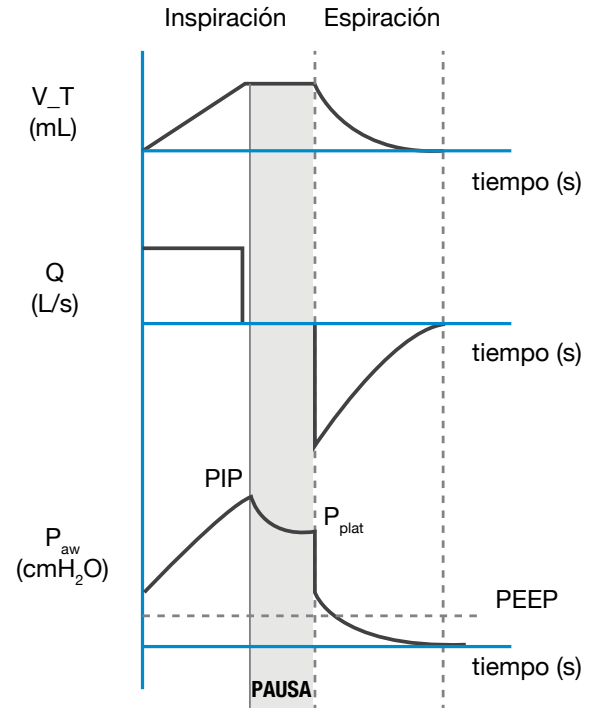


Figura 1. Curvas de volumen, flujo y presión. Se ilustra una pausa al final de la inspiración que permite el cálculo de la compliancia del sistema ventilatorio y la resistencia de la vía aérea. Fuente: Elaboración propia.

A fin de estimar el valor de C , se llevó a cabo una maniobra de oclusión al final de la inspiración para crear un instante de flujo cero y establecer las condiciones del cálculo de la compliancia mediante la ecuación (3). Esta maniobra se realizó durante todas las pruebas descritas en el diseño experimental para el ASL5000 y la población de voluntarios sanos y se repitió tres veces en cada nivel simulado o aplicado al voluntario.

Para calcular la P_{plat} a partir de la maniobra de oclusión, se hizo un promedio de la meseta generada durante todo el tramo de flujo cero. Después, se calculó el volumen correspondiente a dicho promedio. Por su parte, la PEEP fue el valor configurado en el ventilador al realizar la prueba, asumiendo que en los sujetos sanos no hubo $PEEP_i$.

La ecuación (4) es altamente sensible a la morfología de la curva de flujo y a la creación de una diferencia apreciable entre PIP y P_{plat} , lo cual se logra con facilidad en ventilación controlada, pero fue muy difícil de obtener en ventilación espontánea porque los voluntarios realizaron ventilaciones con flujos con morfología diferente en cada evento. Por estas razones, se propuso un algoritmo de optimización basado en la ecuación (2), donde la función de coste a minimizar se dio por la siguiente expresión:

$$(5) \quad J = \sum_{n=1}^{n=N} \frac{1}{N} (P_{aw}(n) - P_{eq}(n))^2$$

Donde P_{aw} es la presión medida en boca por el ventilador y P_{eq} corresponde a la suma de presiones en la ecuación (2).

El algoritmo de optimización que minimiza J se aplicó a los semiciclos espiratorios debido a que dicho semiciclo representaba un proceso pasivo y se asumió que la P_{mus} ejercida en reposo era despreciable (14). Una vez los valores de R y C fueron estimados, se dedujo la P_{mus} ejercida por los músculos respiratorios a partir de la ecuación (2) que correspondió a la diferencia entre P_{aw} medida y P_{eq} calculada en el valor óptimo de R . Con P_{mus} se calculó el trabajo respiratorio (WOB , por su sigla en inglés) para cada semiciclo ventilatorio con la siguiente expresión (17):

(6)

$$WOB = \frac{1}{Vt} \int_0^t P_{mus} \times Q dt$$

Donde t es la duración del semiciclo respiratorio, según sea inspiración (WOB_i) o espiración (WOB_e).

Análisis estadístico

Los valores de R , C , P_{mus} y WOB fueron tabulados y analizados estadísticamente en Matlab®. Para el experimento realizado con el simulador mecánico, se estimó el promedio y la desviación estándar de los valores de compliancia obtenidos en cada maniobra de oclusión y de los valores de resistencia en cada semiciclo respiratorio. A fin de comparar los datos calculados con los configurados en el ventilador, se valoró el error porcentual del dato calculado respecto al configurado. Además, se utilizó la prueba estadística no paramétrica

de Wilcoxon Mann Whitney, después de comprobar que cada set de datos no pertenecía a una distribución normal, a través de la prueba estadística Kolmogorov-Smirnov.

Posterior a la comprobación de la no normalidad de los datos obtenidos en los voluntarios sanos —a través de la prueba estadística Kolmogorov-Smirnov—, se calcularon la mediana y el rango intercuartil entre sujetos. Se compararon los valores de R , C , P_{mus} , WOB_i y WOB_e con PEEP y PS de 0 cmH₂O, asumidos como nivel basal, versus los diferentes niveles de PEEP y PS —mediante la prueba estadística no paramétrica de Wilcoxon Mann Whitney— con el fin de evaluar el efecto de la PEEP y de la PS sobre la mecánica ventilatoria y el trabajo ventilatorio en los voluntarios sanos. Lo anterior evidenció qué niveles de PEEP o PS tuvieron efectos apreciables en la mecánica ventilatoria y el trabajo respiratorio.

Resultados

Análisis de señales ventilatorias generadas con el simulador ASL 5000

En la Figura 2 se pueden observar las curvas de presión, flujo y volumen obtenidas durante la simulación de ventilación espontánea a nivel basal. A su vez, se presenta una de las maniobras de oclusión realizada al final de la inspiración, la cual crea una sección de flujo cero que permite obtener la P_{plat} y el V_T correspondiente a esta presión. Con estos valores y con un valor de PEEP igual a cero para este caso, se calculó C mediante la ecuación (3), cuyos resultados se presentan en la Tabla 1.

Encontrados los valores de C , se calcularon los valores de R y los de P_{mus} en cada simulación. La Tabla 1 muestra los valores obtenidos y el error porcentual entre lo configurado en el simulador y lo medido

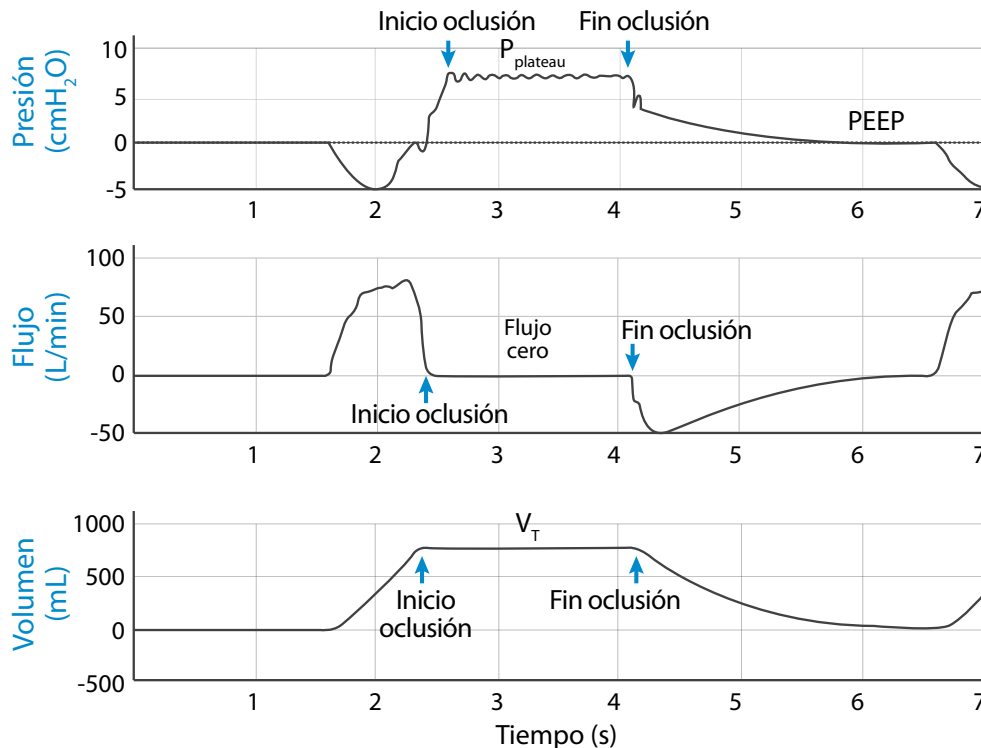


Figura 2. Curvas de presión, flujo y volumen medidos por el ventilador Hamilton C1 durante una prueba de ventilación espontánea con el simulador ASL5000 en una maniobra de oclusión.

Fuente: Elaboración propia.

Tabla 1. Promedio y desviación estándar de los parámetros configurados y calculados de la mecánica ventilatoria, C, R, P_{mus} y los parámetros de trabajo respiratorio (WOB_i y WOB_e en los semiciclos inspiratorio y espiratorio respectivamente) en cada una de las variaciones de PEEP y PS en el simulador mecánico.

| Prueba | PEEP (cmH ₂ O) | PS (cmH ₂ O) | Valores configurados | | | Valores calculados | | | Error (%) | | | WOB _i (J/L) | WOB _e (J/L) |
|--------|---------------------------|-------------------------|---------------------------|----------------------------|---------------------------------------|---------------------------|----------------------------|---------------------------------------|-----------|------|------------------|------------------------|------------------------|
| | | | C (mL/cmH ₂ O) | R (cmH ₂ O/L/s) | P _{mus} (cmH ₂ O) | C (mL/cmH ₂ O) | R (cmH ₂ O/L/s) | P _{mus} (cmH ₂ O) | C | R | P _{mus} | | |
| 1 | 0 | 0 | 100 | 3 | 12 | 108.8±2.8 | 2.7±0.0 | 11.6 | 8.8 | 10.1 | 3.7 | 0.67 | 0.21 |
| 2 | 0 | 0 | 50 | 3 | 12 | 52.4±0.9 | 3.5±0.11 | 12.5 | 4.9 | 15.6 | 3.8 | 0.79 | 0.27 |
| 3 | 0 | 0 | 150 | 3 | 12 | 148.0±7.1 | 2.7±0.1 | 11.7 | 1.3 | 9.2 | 2.7 | 0.62 | 0.16 |
| 4 | 0 | 0 | 200 | 3 | 12 | 200.3±3.1 | 2.6±0.0 | 11.4 | 0.2 | 14.6 | 4.8 | 0.57 | 0.13 |
| 5 | 0 | 0 | 100 | 5 | 12 | 104.7±1.2 | 4.3±0.1 | 11.4 | 4.7 | 13.9 | 4.7 | 0.70 | 0.13 |
| 6 | 0 | 0 | 100 | 10 | 12 | 100.4±1.4 | 8.4±0.1 | 10.8 | 0.4 | 16.2 | 9.8 | 0.73 | 0.06 |
| 7 | 0 | 0 | 100 | 15 | 12 | 94.0±1.1 | 14.2±0.2 | 11.6 | 6.0 | 5.6 | 3.5 | 0.85 | 0.02 |
| 8 | 2 | 0 | 100 | 3 | 12 | 104.4±1.1 | 3.0±0.0 | 12.3* | 4.4 | 0.6 | 2.7 | 0.96 | 0.38 |
| 9 | 4 | 0 | 100 | 3 | 12 | 105.3±2.4 | 3.6±0.0 | 13.6* | 5.3 | 20.6 | 13.0 | 1.23 | 0.55 |
| 10 | 6 | 0 | 100 | 3 | 12 | 99.0±8.0 | 3.3±0.4 | 13.5* | 1.0 | 10.7 | 12.1 | 1.52 | 0.77 |
| 11 | 8 | 0 | 100 | 3 | 12 | 100.0±4.3 | 3.4±0.4 | 13.3* | 0.2 | 11.5 | 10.8 | 1.63 | 1.03 |
| 12 | 10 | 0 | 100 | 3 | 12 | 94.9±6.7 | 3.9±0.1 | 14.3* | 5.2 | 30.8 | 18.8 | 1.92 | 1.22 |
| 13 | 0 | 2 | 100 | 3 | 12 | 96.0±3.7* | 3.2±0.1 | 13.7* | 4.0 | 6.3 | 13.8 | 0.96 | 0.28 |
| 14 | 0 | 4 | 100 | 3 | 12 | 96.7±1.4* | 3.1±0.1 | 14.6* | 3.3 | 4.2 | 21.9 | 1.11 | 0.33 |
| 15 | 0 | 6 | 100 | 3 | 12 | 95.2±2.0* | 3.2±0.1 | 15.4* | 4.8 | 7.5 | 28.5 | 1.23 | 0.37 |
| 16 | 0 | 8 | 100 | 3 | 12 | 96.2±0.6* | 3.0±0.1 | 14.6* | 3.8 | 1.1 | 21.3 | 1.26 | 0.40 |
| 17 | 0 | 10 | 100 | 3 | 12 | 93.6±1.9* | 3.0±0.1 | 15.1* | 6.4 | 1.3 | 25.8 | 1.33 | 0.45 |

* p<0.05: Diferencia estadísticamente significativa con respecto a los valores configurados.

Fuente: Elaboración propia con base en los datos obtenidos durante el estudio

Los valores de C fueron muy cercanos a los configurados, con un error inferior al 10%, al presentar baja desviación estándar. En el caso de R, a pesar de que se lograron errores por encima del 10%, se presentaron bajas desviaciones y no se identificaron diferencias estadísticamente significativas entre el valor calculado y el configurado. Por otro lado, la P_{mus} máxima estimada para cada una de las pruebas se encontró en un rango de 10.8-15.4 cmH₂O con un error máximo del 28.5% respecto al valor configurado de 12 cmH₂O. En el WOB_i inspiración y espiración

aumentaron durante las pruebas con incremento en el nivel de PEEP, mientras que las pruebas con incremento de PS solo tuvieron aumento en WOB_i.

Análisis de señales ventilatorias en voluntarios sanos

La Tabla 2 expone los valores obtenidos de R, C, P_{mus}, WOB_i y WOB_e para cada una de las variaciones de PEEP y PS.

Tabla 2. Mediana y rango intercuartil de los parámetros de la mecánica ventilatoria, C, R, P_{mus} y los parámetros de trabajo respiratorio (WOB_i y WOB_e en los semiciclos inspiratorio y espiratorio respectivamente) en cada una de las variaciones de presión positiva al final de la expiración y presión soporte en el grupo de voluntarios sanos.

| Prueba | PEEP (cmH ₂ O) | PS (cmH ₂ O) | C (mL/cmH ₂ O) | R (cmH ₂ O/L/s) | P _{mus} (cmH ₂ O) | WOB _i (J/L) | WOB _e (J/L) |
|--------|---------------------------|-------------------------|---------------------------|----------------------------|---------------------------------------|------------------------|------------------------|
| 1 | 0 | 0 | 91.2 [77.8-135.9] | 8.3 [6.1-10.4] | 13.7 [11.9-19.2] | 1.0 [0.7-1.2] | 0.1 [0.1-0.2] |
| 2 | 2 | 0 | 121.2 [87.0-173.8] | 8.5 [5.6-11.2] | 12.2 [9.8-14.1] | 1.0 [0.9-1.1] | 0.2 [0.2-0.3]* |
| 3 | 4 | 0 | 139.1 [98.4-195.4]* | 8.0 [6.2-11.2] | 11.8 [9.3-13.7] | 1.2 [1.0-1.5] | 0.4 [0.4-0.4]* |
| 4 | 6 | 0 | 146.5 [107.6-209.8]* | 8.8 [7.1-12.9] | 11.7 [9.4-14.1] | 1.5 [1.2-1.6]* | 0.6 [0.5-0.6]* |
| 5 | 8 | 0 | 151.8 [109.1-239.3]* | 7.9 [5.3-12.9] | 9.8 [7.5-15.3] | 1.6 [1.3-1.9]* | 0.7 [0.7-0.7]* |
| 6 | 10 | 0 | 170.9 [128.4-314.8]* | 7.0 [6.6-10.1] | 11.2 [10.1-13.6] | 1.8 [1.6-1.9]* | 0.8 [0.7-0.9]* |
| 7 | 0 | 2 | 77.3 [63.1-117.7] | 8.2 [5.9-11.4] | 12.8 [9.1-14.6] | 1.1 [0.8-1.3] | 0.1 [0.1-0.2] |
| 8 | 0 | 4 | 73.2 [60.9-99.2] | 10.0 [6.6-13.9] | 12.4 [7.3-15.2] | 1.3 [0.8-1.4] | 0.1 [0.1-0.1] |
| 9 | 0 | 6 | 77.1 [59.6-105.0] | 9.3 [7.2-16.4] | 11.5 [7.3-17.9] | 1.3 [0.9-1.8]* | 0.1 [0.1-0.2] |
| 10 | 0 | 8 | 76.5 [61.8-102.8] | 8.4 [6.9-14.0] | 10.8 [8.4-15.4] | 1.5 [1.2-1.8]* | 0.1 [0.1-0.2] |
| 11 | 0 | 10 | 72.8 [61.7-103.5] | 9.1 [6.6-10.1] | 10.2 [6.6-14.9] | 1.5 [1.3-1.9]* | 0.1 [0.1-0.2]* |

* p<0.05: diferencia estadísticamente significativa con respecto a la prueba 1 o estado basal.

Fuente: Elaboración propia con base en los datos obtenidos durante el estudio.

De acuerdo con la Tabla 2, el incremento de la PEEP no tuvo efecto sobre R. En cambio, sí afectó a C, en particular, a partir de 4 cmH₂O. En dicho nivel de PEEP, el cambio en la mecánica ventilatoria implicó un aumento del WOB. Respecto al WOB_e, hubo incrementos hasta el doble de este ante cambios de la PEEP de 2 cmH₂O. Por otro lado, no se apreciaron cambios de la mecánica ventilatoria en el incremento de la PS.

Discusión

La monitorización de los pacientes en UCI incluye, entre otras cosas, la vigilancia de la mecánica ventilatoria y el trabajo respiratorio realizado para lograr una respiración (14,19). Sin embargo, monitorizar la mecánica ventilatoria de manera no invasiva solo es confiable durante ventilación pasiva, es decir, aquellos pacientes relajados y controlados por el ventilador (6,19). Del mismo modo, calcular el trabajo respiratorio realizado por el paciente bajo ventilación mecánica dependerá siempre de variables indirectas, entre las que la más difundida es aquella basada en el uso de un catéter de presión esofágica, lo cual se considera como una limitación debido a la dificultad técnica y económica que su uso representa (6,19,20).

En algunos estudios se ha calculado el trabajo respiratorio mediante técnicas no invasivas, como Vicario *et al.* (17), que proponen una técnica basada en algoritmos de optimización. No obstante, dado que la ecuación de movimiento podría tener múltiples soluciones, es necesario aplicar diferentes restricciones que solo funcionan para patrones de respiración específicos. Como alternativa, la estrategia presentada en este artículo permitió conocer la mecánica ventilatoria y el trabajo respiratorio en diferentes configuraciones del ventilador en ventilación espontánea sin restricciones en los algoritmos.

La técnica aplicada fue validada mediante simulaciones llevadas a cabo con el simulador de respiración ASL5000. Como se expuso en la Tabla 1, los valores de compliancia calculados fueron muy cercanos a los configurados en todas las pruebas con un error inferior al 10%. En cuanto a la resistencia, el error máximo entre el valor calculado y el configurado aumentó, en especial, en la prueba de PEEP incremental, donde el valor configurado de R fue de 3 cmH₂O y la máxima diferencia presentada, 0.9 cmH₂O/L/s. Dicha diferencia puede considerarse despreciable, teniendo en cuenta que no hubo diferencias estadísticamente significativas y que en algunos estudios se han encontrado valores de resistencia normal con diferencias de hasta 1.2 cmH₂O/L/s entre sujetos (21).

Las diferencias presentadas en ambos parámetros de mecánica ventilatoria pudieron deberse en gran medida a la inexactitud derivada de asumir que un ciclo ventilatorio podría ser similar al anterior, ya que el cálculo de la compliancia requirió una maniobra de oclusión exactamente al final de la inspiración. Esto podría resolverse implementando un sistema compuesto por electroválvula, un sensor de flujo y un algoritmo capaz de predecir el final de la inspiración con mayor exactitud.

Determinar los elementos elásticos y resistivos del sistema permite monitorizar el estado de la mecánica ventilatoria de los sujetos y calcular el trabajo de los músculos respiratorios para completar una respiración. La Tabla 1 evidencia que la técnica no invasiva propuesta proporcionó confiabilidad en los valores calculados, ya que no hubo diferencias mayores a 1.5 cmH₂O entre el valor configurado y el calculado en la mayoría de las pruebas y la diferencia máxima fue de 3.4 cmH₂O en las pruebas donde intervino una presión externa ejercida por el ventilador para la presión muscular.

En cuanto al WOB, los valores calculados a partir de la ecuación (6) aumentaron en algunas de las pruebas. No obstante, debido a que el WOB se obtuvo a partir de la P_{mus} y el flujo respiratorio alcanzado en el semiciclo, se puede suponer que el incremento en este trabajo se debió al aumento del flujo por cuenta de la asistencia ventilatoria, a pesar de que en el simulador se mantiene la misma presión muscular. Así, para conocer el valor de trabajo realizado por el paciente, será necesario conocer el trabajo realizado por la máquina al brindar la presión de soporte, lo cual requerirá estudios adicionales.

Al utilizar la técnica propuesta con una población de sujetos sanos se encontraron valores igualmente acordes con los reportados en la literatura para este tipo de población. Para el caso de compliancia en condiciones de estado basal, se obtuvo un valor mediano de 91.2 mL/cmH₂O entre sujetos. Tobin (15) determinó que para que exista una disnea por rigidez pulmonar los valores de compliancia deben estar por debajo de 40 mL/cmH₂O. Mohammad & Ali (22) mencionan que la compliancia estática normal estuvo entre 60 mL/cmH₂O y 100 mL/cmH₂O y encontraron que el umbral de fallo en el proceso de destete en pacientes con falla neurológica ocurrió en valores de compliancia inferiores a 30 mL/cmH₂O. En un estudio realizado en 70 jóvenes adultos sanos entre 18 y 39 años, Frank *et al.* (23) hallaron valores de compliancia de 165±49 mL/cmH₂O con un rango entre 90 mL/cmH₂O y 330 mL/cmH₂O. Por último, Weiler *et al.* (24) encontraron valores de 67±24,1 mL/cmH₂O en una población de pacientes programados para cirugía de urología con mecánica ventilatoria sana.

Según las anteriores evidencias, es apropiado afirmar que la técnica abordada en este estudio para el cálculo de la compliancia permite identificar las características pulmonares de un sujeto sano ventilado de manera no invasiva. Esto, debido a que el rango de valores concuerda con los diferentes estudios mencionados para sujetos sanos y se aleja por completo de los valores en los que se considera a un sujeto con rigidez pulmonar.

Al evaluar el efecto del incremento de la PEEP y la PS sobre la compliancia, en el primer caso hubo un aumento estadísticamente significativo a partir de un nivel de 4 cmH₂O y un máximo incremento en 10 cmH₂O, pasando de un valor mediano de 91.2 mL/cmH₂O a 170.9 mL/cmH₂O. En cambio, en el caso de la PS no se presentaron cambios estadísticamente significativos ante los diferentes niveles de esta.

Fisiológicamente, la PEEP es utilizada para realizar un reclutamiento alveolar, por lo que reduce la presión pico e incrementa la compliancia. Sin embargo, la presión necesaria para reclutar algunos alveolos puede sobredistender otros e incrementar el daño pulmonar (25). Lo anterior sugiere que la configuración de la PEEP no puede depender solo de la monitorización de flujo, presión y volumen, sino también de la mecánica ventilatoria.

Los resultados de este artículo y la evidencia presentada en la literatura sugieren que el conocimiento de la compliancia del sistema ventilatorio es fundamental a la hora de configurar de manera óptima el ventilador mecánico, pues el uso de la PEEP al reclutar alveolos incrementa el valor de esta.

En cuanto a la resistencia al flujo medida en los sujetos sanos, los valores obtenidos en estado basal, correspondientes a una mediana de 8.3 cmH₂O/L/s, no cambiaron significativamente en ninguna de las pruebas realizadas. Se exhibió el valor más alejado en una PS de 4 cmH₂O, con una diferencia en la mediana de 1.7 cmH₂O/L/s, pero no estadísticamente significativa. Algunos autores como Topalovic *et al.* han calculado la resistencia en sujetos sanos (21), ellos llevaron a cabo una investigación en 157 sujetos sanos conectados a un pletismógrafo corporal y hallaron valores de resistencia en un

rango entre 1.8354 cmH₂O/L/s y 3.059 cmH₂O/L/s, mucho menores a los encontrados en este estudio.

No obstante, se deben considerar las condiciones de registro, ya que otros autores como Weiler *et al.* (24) demostraron que la máscara de ventilación mecánica no invasiva y el circuito ventilatorio aumentan de modo considerable la resistencia de la vía aérea. Estos últimos midieron la resistencia en el momento de la inducción anestésica por máscara de ventilación no invasiva en pacientes programados para cirugía de urología y encontraron valores promedio de 17.4±6.41 cmH₂O/L/s, incluso más altos que los de esta investigación.

Respecto al WOB, ante incrementos de la PEEP, este tuvo aumento estadísticamente significativo en la mayoría de los niveles aplicados, lo cual era de esperarse. Así mismo, el resultado más controversial de esta investigación fue que el trabajo respiratorio aumentó durante inspiración al aplicar PS, pero como se ha mencionado al presentar los resultados, no fue viable separar el flujo derivado del esfuerzo del paciente del flujo aplicado por la máquina. Por esto, el trabajo medido corresponde a la suma del trabajo realizado por el ventilador más el trabajo realizado por el sujeto. El trabajo permaneció sin cambios durante la espiración, gracias a la desaparición de la PS y a su estado de proceso pasivo.

Conclusiones

Este artículo expuso una estrategia para medir resistencia y compliancia de una manera no invasiva, la cual permitió la estimación de la presión muscular ejercida por los músculos durante la ventilación. Los resultados obtenidos de la experimentación con el simulador ASL5000 permiten inferir que la técnica propuesta fue acertada para diferentes estados de la mecánica ventilatoria y diversas configuraciones del ventilador. Esto quiere decir que podría resultar útil para estimación de la mecánica ventilatoria en patologías restrictivas y obstructivas.

Una de las debilidades de la técnica es la necesidad de realizar una maniobra obstructiva, pero esta puede superarse al implementar un sistema electroneumático que mida el flujo y realice la obstrucción controlada con base en un algoritmo capaz de predecir la duración del ciclo respiratorio. Estos aspectos no parecen imposibles si se tiene en cuenta el estado actual de la tecnología. En adición, se requerirá corroborar la utilidad de la técnica en pacientes intubados con la mecánica ventilatoria alterada.

La técnica aquí propuesta permitirá en un futuro optimizar el diagnóstico y tratamiento de patologías respiratorias que requieran ventilación mecánica como tratamiento de soporte vital.

Conflicto de intereses

Ninguno declarado por los autores.

Financiación

Este trabajo fue financiado por el proyecto CODI-PRG-2015-7851 “Análisis de la actividad muscular respiratoria en ventilación mecánica no invasiva y su relación con la configuración del ventilador” de la Universidad de Antioquia.

Agradecimientos

Al laboratorio de simulación de la Facultad de Medicina de la Universidad de Antioquia por facilitar sus instalaciones para el registro de la base de datos y a la bioingeniera Yessika María Ortega por el apoyo en el registro de señales.

Referencias

1. **Bates JH.** Lung Mechanics: An Inverse Modeling Approach. New York: Cambridge University Press; 2009.
2. **Hernández AM.** Sistema de control respiratorio ante estímulos y patologías. Análisis, Modelado y Simulación. Saarbrücken: Publicia; 2007.
3. **Shoemaker WC.** Tratado de medicina crítica y terapia intensiva. 4th ed. Barcelona: Editorial Médica Panamericana; 2002.
4. **Troosters T, Gosselink R, Decramer M.** Respiratory muscle assessment. *Eur Respir Monogr.* 2005;31:57-71.
5. **Carlucci A, Pisani L, Ceriana P, Malovini A, Nava S.** Patient-ventilator asynchronies: may the respiratory mechanics play a role? *Crit Care.* 2013;17(2):R54. <http://doi.org/b8zm>.
6. **García-Prieto E, Amado-Rodríguez L, Albaiceta GM, Grupo de Insuficiencia Aguda Respiratoria de la SEMICYUC.** Monitorización de la mecánica respiratoria en el paciente ventilado. *Med Intensiva.* 2014;38(1):49-55. <http://doi.org/f2nfp3>.
7. **Navajas D, Dellacà RL, Farré R.** Forced Oscillation Technique. In: Aliverti A, Pedotti A, editors. Mechanics of Breathing: New Insights from New Technologies. 2nd ed. Italia: Springer Milan; 2014. p. 137-48.
8. **Shaikh H, Morales D, Laghi F.** Weaning from mechanical ventilation. *Seminars in respiratory and critical care medicine.* 2014;35(4):451-68.
9. **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(3):463-71. <http://doi.org/bqnbpm>.
10. **Umbrello M, Formenti P, Longhi D, Galimberti A, Piva I, Pezzi A, et al.** Diaphragm ultrasound as indicator of respiratory effort in critically ill patients undergoing assisted mechanical ventilation: a pilot clinical study. *Crit Care.* 2015;19(1):161. <http://doi.org/f68797>.
11. **Gutiérrez-Muñoz F.** Ventilación mecánica. *Acta Méd. Peruana.* 2011;28(2):87-104.
12. **Rialp-Cervera G, Del Castillo-Blanco A, Pérez-Aizcorreta O, Parra-Morais L, GT-IRA de SEMICYUC.** Noninvasive mechanical ventilation in chronic obstructive pulmonary disease and in acute cardiogenic pulmonary edema. *Med Intensiva.* 2014;38(2):111-21. <http://doi.org/f2fhdv>.
13. **Bertrand PM, Futier E, Coisel Y, Matecki S, Jaber S, Constantin JM.** Neurally adjusted ventilatory assist vs pressure support ventilation for noninvasive neurally adjusted ventilatory assist vs pressure support ventilation for noninvasive ventilation during acute respiratory failure. *Chest.* 2013;143(1):130-6. <http://doi.org/b8zn>.
14. **van Drunen EJ, Chiew YS, Chase JG, Lambermont B, Janssen N, Desai T.** Model-based respiratory mechanics to titrate PEEP and monitor disease state for experimental ARDS subjects. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2013;2013(5):5224-7. <http://doi.org/b8zp>.
15. **Tobin MJ.** Principles And Practice of Mechanical Ventilation. 3rd ed. Chicago: McGraw-Hill Education; 2012.
16. **Bellani G, Coppadoro A, Patroniti N, Turella M, Arrigoni-Marocco S, Grasselli G, et al.** Clinical assessment of auto-positive end-expiratory pressure by diaphragmatic electrical activity during pressure support and neurally adjusted ventilatory assist. *Anesthesiology.* 2014;121(3):563-71. <http://doi.org/f6fq2q>.
17. **Vicario F, Albanese A, Wang D, Karamolegkos N, Chbat NW.** Constrained optimization for noninvasive estimation of work of breathing. In: 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). Milan: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society; 2015. p. 5327-30.
18. **Hess DR.** Respiratory mechanics in mechanically ventilated patients. *Respir Care.* 2014;59(11):1773-94. <http://doi.org/f6x28f>.

19. **Brochard L, Martín GS, Blanch L, Pelosi P, Belda FJ, Jubran A, et al.** Clinical review: Respiratory monitoring in the ICU - a consensus of 16. *Crit Care*. 2012;16(2):219-33. <http://doi.org/10.1186/cc11788>.
20. **Iglesias-Almanza NR.** Protocolo para el destete de pacientes acoplados a ventilación mecánica. [Tesis doctoral]. Camagüey: Universidad de Ciencias Médicas de Camagüey; 2011.
21. **Topalovic M, Derom E, Osadnik CR, Troosters T, Decramer M, Janssens W, et al.** Airways resistance and specific conductance for the diagnosis of obstructive airways diseases. *Respir Res*. 2015;16(1):88. <http://doi.org/10.1186/s12931-015-0288-8>.
22. **Mohammad HA, Ali WA.** Predictive value of EndTidalCO₂, lung mechanics and other standard parameters for weaning neurological patients from mechanical ventilation. *Egypt J Chest Dis Tuberc*. 2016;65(1):105-12. <http://doi.org/10.1007/s40201-016-0028-4>.
23. **Frank NR, Mead J, Siebens AA, Storey CF.** Measurements of pulmonary compliance in seventy healthy young adults. *J Appl Physiol*. 1956;9(1):38-42.
24. **Weiler N, Heinrichs W, Dick W.** Assessment of pulmonary mechanics and gastric inflation pressure during mask ventilation. *Prehosp Disaster Med*. 1995;10(2):101-5.
25. **Pintado MC, de Pablo R, Trascasa M, Milicua JM, Rogero S, Daguerre M, et al.** Individualized PEEP setting in subjects with ARDS: a randomized controlled pilot study. *Respir Care*. 2013;58(9):1416-23. <http://doi.org/10.4187/respcare.02423>.