



ORIGINAL

Medición del volumen corriente en ventilación de alta frecuencia

M.J. Solana, J. López-Herce*, J. Urbano, S. Mencía, J. del Castillo y J.M. Bellón

Servicio de Cuidados Intensivos Pediátricos, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Universidad Complutense, Madrid, España

Recibido el 7 de marzo de 2011; aceptado el 25 de junio de 2011
Disponible en Internet el 19 de agosto de 2011

PALABRAS CLAVE

Ventilación de alta frecuencia;
Ventilación de alta frecuencia por jet;
Monitorización respiratoria;
Espirómetro;
Volumen corriente;
Niños

KEYWORDS

High-frequency ventilation;
High-frequency jet ventilation;

Resumen

Objetivo: Valorar si un espirómetro puede medir el volumen corriente en ventilación de alta frecuencia oscilatoria (VAFO) y por jet (VAFJ) y analizar el efecto de los cambios en los parámetros del respirador.

Métodos: Se realizó un estudio con pulmones de prueba pediátricos y en cerdos. Para la VAFO se utilizó el respirador Sensormedics 3100B^R y para la VAFJ el respirador Paravent Pat^e^R. La medición del volumen corriente (VC) se realizó con un espirómetro D-Fend. Se realizaron cambios en la frecuencia, amplitud y presión media en la vía aérea (PMVA), registrándose los cambios en el VC y las presiones.

Resultados: El espirómetro midió el VC en los pulmones de prueba y en los cerdos, pero no pudo medir VC menores de 8 ml, cuando la amplitud era mayor de 55 cmH₂O o la PMVA mayor de 30 cmH₂O. En la VAFO existió una correlación entre la amplitud y el VC y en la VAFJ entre la presión y el VC. En ambos respiradores existió una correlación negativa entre la frecuencia y el VC.

Conclusiones: El espirómetro D-Fend puede medir el volumen corriente durante la VAFO y la VAFJ, pero no es capaz de medir VC menores de 8 o cuando se utilizan amplitudes o presiones elevadas.

© 2011 Asociación Española de Pediatría. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Measuring tidal volume during paediatric oscillatory and jet high-frequency ventilation

Abstract

Objective: To ascertain whether a spirometer can measure tidal volume (TV) during high frequency oscillatory ventilation (HFOV) and high frequency jet ventilation (HFJV), and to analyse the effect of changes in ventilator settings.

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: pielvi@hotmail.com (J. López-Herce).

Respiratory
monitoring;
Spirometer;
Tidal volume;
Paediatrics

Methods: The study was performed with paediatric porcine lung models submitted to HFOV with a Sensormedics 3100 ventilator and HFJV with a Paravent Pat_e^R ventilator connected to a D-Fend spirometer. Programmed frequency, amplitude, and mean airway pressure (MAP) were changed in the ventilator, and TV and pressures were recorded using the spirometer.

Results: The spirometer measured TV in the paediatric lung models and piglets, but could not measure TV less than 8 ml, when the pressure amplitude was higher than 55 cmH₂O or the MAP was higher than 30 cmH₂O. With HFOV there was a correlation between amplitude and tidal volume, and a positive correlation between pressure and TV with HFJV. With both respirators there was a negative correlation between frequency and TV.

Conclusions: The D-Fend spirometer can measure tidal volume and pressure during HFOV and HFJV. However, it does not work with volumes lower than 8 ml, and high amplitude or mean airway pressure.

© 2011 Asociación Española de Pediatría. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Introducción

La ventilación de alta frecuencia (VAF) es una técnica de soporte respiratorio indicada para pacientes con insuficiencia respiratoria hipoxémica y/o hipercápnica refractaria a ventilación mecánica convencional^{1,2}. Existen diferentes tipos de ventilación de alta frecuencia, siendo la ventilación de alta frecuencia oscilatoria (VAFO) la más utilizada³. El respirador Sensormedics 3100 (Viasys^R) es el respirador de VAFO más utilizado en los niños con peso superior a los 2-3 kg, ya que puede usarse en un rango amplio de pacientes. La ventilación de alta frecuencia por jet (VAFJ) se utiliza en pacientes sometidos a cirugía de la vía aérea y en neonatos prematuros con enfermedad de membrana hialina^{4,5}.

Los respiradores de ventilación convencional miden el flujo, volumen y la presión mediante sensores colocados inmediatamente antes de su conexión al tubo endotraqueal. Uno de los mayores problemas de algunos respiradores de VAFO y VAFJ es que no pueden medir el VC. Este hecho unido a la imposibilidad de utilizar capnografía dificulta el control de la ventilación durante esta técnica. La ventilación solo puede ser monitorizada por la observación de la vibración y la medida de la PCO₂ arterial o transcutánea^{6,7}.

En la VAF se utilizan volúmenes corrientes bajos de 1 a 2 ml/kg. Sin embargo, los cambios en los volúmenes corrientes producen importantes cambios en el intercambio gaseoso ya que el volumen minuto es dependiente de la frecuencia respiratoria por el volumen corriente elevado al cuadrado. Esta es la razón por la que la monitorización del VC es importante en la VAF. A pesar de ello, existen muy pocos estudios que hayan estudiado la capacidad de los espirómetros para medir el VC en niños o modelos animales pediátricos con VAFO^{8,9}, y ninguno lo ha estudiado con la VAFJ.

El objetivo de este estudio ha sido estudiar si un espirómetro basado en el tubo de Pitot puede medir los volúmenes corrientes generados durante la VAFO y la VAFJ y analizar el efecto de la modificación de los distintos parámetros de la ventilación de alta frecuencia (amplitud, frecuencia y presión media) sobre el volumen corriente.

Material y métodos

El estudio se llevó a cabo en dos fases: inicialmente sobre simuladores de pulmón artificial pediátrico y posteriormente en un modelo animal infantil. El protocolo fue aprobado por el Comité hospitalario de Ética e Investigación.

Estudio in experimental in vitro. Se utilizaron dos pulmones artificiales, uno adulto-pediátrico (Adult/Pediatric Demonstration Lung, Ingmar Medical^R) y otro neonatal (Neonatal Demonstration Lung model, Drager^R), conectados a un respirador de VAFO (Sensormedics 3100 B, (Viasys^R) y a otro de VAFJ (Paravent PAT_e, Respiromed, Czech Republic). Entre ambos se colocó un espirómetro D-Fend (Datex-Ohmeda) que mide el volumen corriente inspirado (VCI), volumen corriente espirado (VCE), las presiones y flujos conectado a un módulo de función respiratoria de un monitor Datex Ohmeda S5 (General Electric). El espirómetro D-Fend calcula el volumen corriente basándose en el principio de Bernoulli según el cual la diferencia de presión que se produce entre los extremos del espirómetro produce una señal de voltaje que es proporcional al flujo. Este método ha sido validado para medir el VC en modelos adultos de VAFO¹⁰.

Modelo animal: el experimento se repitió en un modelo animal infantil (3 cerdos minipig de pesos entre 7,5 y 14 kg). Durante el estudio se siguieron las normas internacionales para el cuidado de los animales de experimentación, recibiendo sedación con propofol, fentanilo y relajación con atracurio. Los cerdos fueron intubados con un tubo endotraqueal de diámetro interno 4,5 mm y conectados mediante un espirómetro D-Fend a los respiradores. Se canalizaron la vena y arteria femorales para la administración de medicación y extracción de gasometrías.

Protocolo experimental: en la VAFO se utilizaron los siguientes parámetros: flujo 20 L/min, porcentaje de tiempo inspiratorio (%Ti) 33% y fracción inspirada de oxígeno (FiO₂) 60%. Se realizaron mediciones cambiando la frecuencia respiratoria (FR) (6,7,9 y 10 hercios (respiraciones/segundo) (Hz), la amplitud (AMP) 20,25,30,35,40,45,50,55,60,65 y 70 cmH₂O) y la presión media en la vía aérea (PMVA) 15, 25 y 30 cmH₂O) en cada uno de los pulmones artificiales y en el cerdo.

Con la VAFJ se mantuvo una relación I/E constante de 1/2 y se realizaron mediciones cambiando la FR (40, 120 y 180 Hz) y la presión (15,20,25 y 30 cmH₂O).

Se registraron los valores de VCI, VCE, presión pico inspiratoria (PIP), presión espiratoria final (PEEP) y PMVA. Todas las medidas se realizaron dos veces. Los experimentos se llevaron a cabo en todos los casos en las mismas condiciones de humedad, presión y temperatura.

Los resultados fueron analizados con el programa SPSS versión 16.0, utilizándose una prueba de correlación parcial para estudiar la correlación entre los parámetros

Resultados

Ventilación de alta frecuencia oscilatoria

El espirómetro fue capaz de medir los volúmenes en el pulmón artificial pediátrico-adulto pero no en el pulmón de prueba neonatal. El espirómetro tampoco fue capaz de medir el volumen corriente con amplitudes elevadas entre los 55 y 65 cmH₂O ni con PMVA más altas de 30 cmH₂O. En los animales el espirómetro solo detectó un VC de 8 ml o superior, y cuando la amplitud era igual o superior a 35 cmH₂O.

Tanto en los pulmones artificiales como en los animales el VCI y VCE aumentaron al aumentar la amplitud (fig. 1), existiendo una buena correlación, que fue independiente de la frecuencia y la PMVA programadas. Por el contrario, el VCI y VCE fueron disminuyendo al aumentar la frecuencia existiendo una correlación inversa estadísticamente significativa (fig. 2). También existió una buena correlación entre la PMVA programada y las presiones registradas por el espirómetro ($r=0,960$, $p<0,001$).

Ventilación de alta frecuencia por jet

El espirómetro midió el VC durante la VAFJ en el pulmón adulto-pediátrico, pulmón neonatal y en los cerdos con todas las presiones y frecuencias programadas. En ambos modelos el VCI y VCE aumentaron con la presión y presentaron

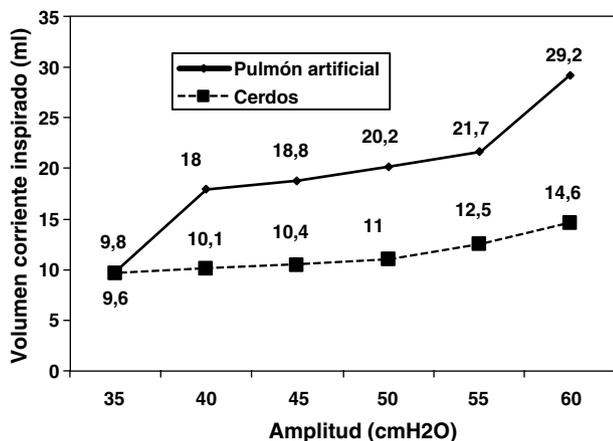


Figura 1 Relación entre el volumen corriente inspiratorio (VCI) y la amplitud en VAFO en el pulmón artificial y en los animales. Existió una elevada correlación entre ambos parámetros ($r=0,855$, $p<0,001$ en cerdos y $r=0,703$, $p=0,002$ en el pulmón artificial).

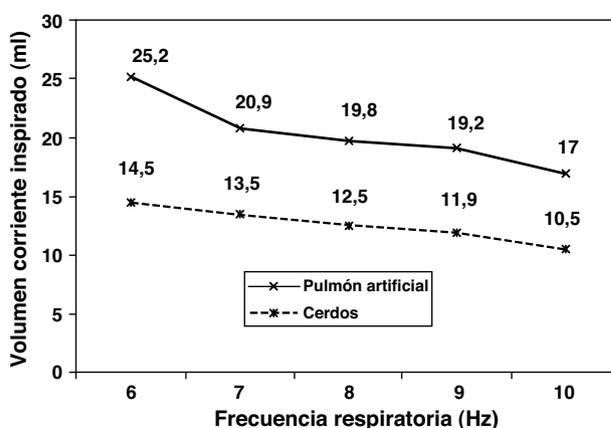


Figura 2 Relación entre el volumen corriente inspiratorio (VCI) y la frecuencia respiratoria en VAFO en el pulmón artificial y en los animales.

Existió una correlación negativa entre ambos parámetros ($r=-0,772$, $p=0,02$ en cerdos y $r=-0,650$, $p=0,03$ en el pulmón artificial).

una buena correlación entre ambos, independientemente de la frecuencia y la presión programada (fig. 3). El VCI y VCE disminuyeron al aumentar la frecuencia, existiendo una correlación inversa estadísticamente significativa (fig. 4). Existió una buena correlación entre la presión programada y la medida por el espirómetro ($r=0,970$, $p<0,001$).

Discusión

La VAFO es un tipo de ventilación mecánica que favorece el intercambio gaseoso mediante la utilización de volúmenes pequeños (entre 1-2 ml/kg) y frecuencias suprafiológicas (3-20 hertzios, ciclos/sg) protegiendo al pulmón de la pérdida del reclutamiento alveolar y la sobredistensión^{9,11}.

Los dispositivos de VAFO generan ondas de presión de alta amplitud a nivel proximal que se van atenuando por la

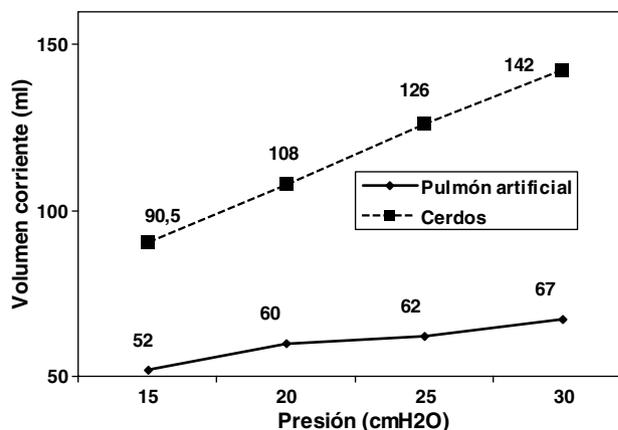


Figura 3 Relación entre el volumen corriente inspiratorio (VCI) y el pico de presión en VAFJ en el pulmón artificial y en los animales.

Existió una elevada correlación entre ambos parámetros ($r=0,928$, $p<0,001$ en cerdos y $r=0,772$, $p=0,03$ en el pulmón artificial).

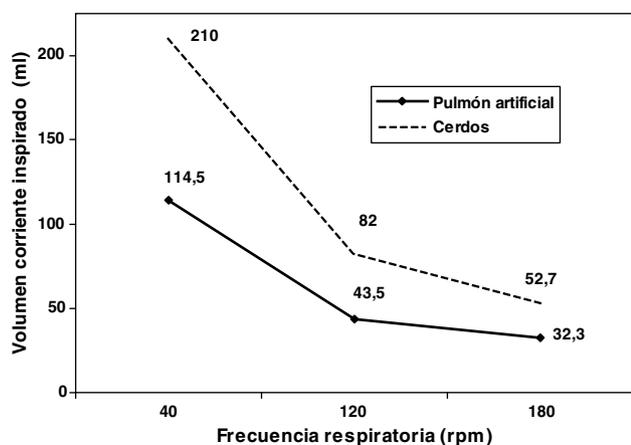


Figura 4 Relación entre el volumen corriente inspiratorio (VCI) y la frecuencia respiratoria en VAFJ en el pulmón artificial y en los animales.

Existió una correlación negativa entre ambos parámetros ($r = -0,924$, $p < 0,001$ en cerdos y $r = -0,934$, $p < 0,001$ en el pulmón artificial).

resistencia que ejerce el circuito, de manera que al alveolo solamente le llegan ondas de baja amplitud evitándose así el barotrauma¹².

La VAFJ consigue el intercambio gaseoso por medio de un efecto Venturi, administrando pequeños pulsos de gas caliente a través de un inyector que está conectado al tubo endotraqueal del paciente¹¹. La frecuencia respiratoria utilizada en la VAFJ es elevada pero significativamente inferior a la de la VAFO. En este respirador la programación de la amplitud se realiza indirectamente por medio de la presión. En este tipo de ventilación la espiración es pasiva.

Sin embargo, en algunos respiradores como el Sensor Medics 3100 no es posible monitorizar el volumen corriente entregado al paciente existiendo por tanto riesgo de hipo o hiperventilación.

El volumen corriente generado en la VAFO se ha tratado de estimar mediante neumotacógrafos, pero estos requieren múltiples calibraciones que dependen de la frecuencia oscilatoria, la composición del gas, la amplitud, la temperatura y la humedad¹⁰. Por esta razón, se han desarrollado nuevos sistemas como la tomografía computarizada¹³, el anemómetro^{10,14}, los ultrasonidos o el tubo de Pitot¹⁰. En este último método se basa el espirómetro que hemos empleado en nuestro estudio. No existen estudios previos que hayan medido el VC generado en la VAFJ.

En nuestro estudio hemos demostrado que el espirómetro D-Fend puede monitorizar el volumen corriente durante la VAFO y el VAFJ en modelos pediátricos en determinadas condiciones.

Estudios *in vitro*^{7,10,15} e *in vivo* con animales^{8,9,13} han demostrado el efecto de la amplitud y la frecuencia sobre el volumen corriente en la VAFO. Nuestros resultados son similares, ya que el VC aumentó con el incremento de la amplitud y disminuyó con el incremento de la frecuencia tanto en los pulmones artificiales como en los animales. Hay que tener en cuenta que la fórmula del volumen minuto es diferente en la ventilación de alta frecuencia y en la ventilación convencional, y que en la VAF los incrementos de FR disminuyen el VC y secundariamente el volumen minuto.

Nuestros resultados también muestran que en la VAFJ el VC aumenta con la presión, ya que es el equivalente de la amplitud en este tipo de ventilación, y disminuye con la frecuencia.

Por otra parte, la elevada correlación entre la PMVA programada y las presiones medidas por el espirómetro sugieren que el espirómetro D-Fend puede servir para monitorizar las presiones generadas durante la VAFO y la VAFJ.

El estudio tiene algunas limitaciones. El espirómetro no fue capaz de medir el VC en el pulmón neonatal probablemente por su incapacidad de medir VC bajos. Esta probablemente es la razón por la que tampoco logró medir el VC cuando se utilizaron amplitudes menores de 35 cmH₂O en los animales. Por otra parte, las especificaciones del monitor establecen que el mínimo VC detectado es de 15 ml. Sin embargo, en nuestros experimentos logró medir VC a partir de 8 ml. Este hecho limita la utilización de este monitor en los neonatos y los lactantes de bajo peso. Son necesarios estudios que confirmen nuestros resultados en niños de diferentes edades y pesos.

Concluimos que el espirómetro D-Fend puede medir el volumen corriente durante la VAFO y la VAFJ. Sin embargo no es capaz de medir VC menores de 8 o cuando se utilizan amplitudes o presiones elevadas.

Financiación

El estudio ha sido realizado con la ayuda de la Red de Salud Materno Infantil y del Desarrollo SAMID RD08/0072 del Instituto Carlos III del VI programa marco nacional 2008-2011.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Bibliografía

1. Donoso A, León J, Rojas G, Valverde C, Escobar M, Ramírez M, et al. Uso de ventilación de alta frecuencia oscilatoria en pacientes pediátricos. *Rev Chil Pediatr.* 2002;73:461-70.
2. Donoso A, Cruces P, León J, Ramírez M, Camacho J. Ventilación de alta frecuencia oscilatoria en pacientes pediátricos. *Rev Chil Enferm Respir.* 2006;22:21-30.
3. Bancalari A. Ventilación de alta frecuencia en el recién nacido: Un soporte respiratorio necesario. *Rev Chil Pediatr.* 2003;74:475-86.
4. Joshi VH, Bhuta T. Rescue high frequency jet ventilation versus conventional ventilation for severe pulmonary dysfunction in preterm infants. *Cochrane Database Syst Rev.* 2006;25:CD000437.
5. Alagoz A, Ulus F, Sazak H, Caudal A, Savkilioglu E. High-Frequency jet ventilaton during resection of tracheal stenosis in a 14-year-old case. *Pediatr Anesth.* 2008;18:795-6.
6. Fernández-Bustamante A, Ibáñez V, Alfaro JJ, De Miguel E, Germán MJ, Mayo A, et al. High-frequency jet ventilation in interventional bronchoscopy: factors with predictive value on high-frequency jet ventilation complications. *J Clin Anesth.* 2006;18:349-56.
7. Scalfaro P, Pillow J, Sly PD, Cotting J. Reliable tidal volume estimates at the airway opening with an infant monitor during high-frequency oscillatory ventilation. *Crit Care Med.* 2001;29:1925-30.

8. Sedeek KA, Takeuchi M, Suchodolsky K, Kacmarek RM. Determinants of tidal volume during high frequency oscillation. *Crit Care Med.* 2003;31:227–31.
9. Easley RB, Lancaster CT, Fuld MK, Custer JW, Hager DN, Kaczka DW, et al. Total and regional lung volume changes during high-frequency oscillatory ventilation (HFOV) of the normal lung. *Respiratory Physiology & Neurobiology.* 2009;165:54–60.
10. Hager DN, Fuld M, Kaczka DW, Custer JW, Hager DN, Kaczka DW, et al. Four methods of measuring tidal volume during high-frequency oscillatory ventilation. *Crit Care Med.* 2006;34:751–7.
11. Priebe GP, Arnold JH. High frequency oscillatory ventilation in pediatric patients. *Respir Care Clin North Am.* 2001;7:633–45.
12. Martínón-Torres F, Ibarra I, Fernández F, García E, Martínón JM. Ventilación de alta frecuencia. *An Pediatr (Barc).* 2003;59:155–80.
13. Ley-Zaporozhan J, Ley S, Unterhinninghofen R, Weinheimer O, Saito YME, Kauczor HU, et al. Quantification of lung volume at different tidal volumes and positive end-expiration pressures in a porcine model by using retrospective respiratory gated 4D-Computed Tomography. *Invest Radiol.* 2008;43:461–9.
14. Hager D, Fessler E, Kaczka DW, Shanhoitz CB, Fuld MK, Simon BA, et al. Tidal volume delivery during high-frequency oscillatory ventilation in adults with acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med.* 2007;35:1522–8.
15. Pillow J, Wilkinson MH, Neil HL, Ramsden CA. In vitro performance characteristics of high-frequency oscillatory ventilators. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001;164:1019–24.