

Mecanismos de transporte de gas durante la ventilación de alta frecuencia en recién nacidos

(Gas exchange during high frequency ventilation in newborns)

Isaías Rodríguez Balderrama,* Leticia Valenzuela García,* Erika del Carmen Ochoa Correa*

RESUMEN

La ventilación de alta frecuencia (VAF) es una alternativa para el manejo de recién nacidos con insuficiencia respiratoria severa. Se han descrito cinco modos de transporte: 1. Ventilación alveolar directa. 2. Péndulo. 3. Dispersión convectiva con perfil de velocidad asimétrico. 4. Dispersión tipo Taylor y 5. Difusión molecular. Estos modos de transporte no se excluyen uno a otro sino que interactúan. En este informe se revisan las ventajas, desventajas y los efectos cardiovasculares y del sistema nervioso central con el empleo de la VAF.

Palabras clave: Recién nacido, ventilación de alta frecuencia, transporte de gas, ventilación en neonatos.

SUMMARY

High-frequency ventilation may be considered as an alternative in the management of severe neonatal respiratory failure. Five modes of transport may be identified: 1) Direct alveolar ventilation, 2) Pendelluft, 3) Convective dispersion due to asymmetric velocity profiles, 4) Taylor-Type dispersion and 5) Molecular diffusion. These modes of gas transportation are not mutually exclusive and certainly interact. We review advantages, disadvantages, cardiovascular and central nervous system effects.

Key words: Neonates, high-frequency ventilation, gas transport in neonates, gas ventilation in neonates.

Durante las dos últimas décadas la aceptación de la ventilación de alta frecuencia (VAF) se ha incrementado; se acepta como una tecnología indispensable en el manejo de recién nacidos con insuficiencia respiratoria: consiste en utilizar volúmenes *tidales* (en mareas) por debajo de lo normal a frecuencias por arriba de lo fisiológico, con objeto de oxigenar y ventilar a recién nacidos con problemas ventilatorios.^{1,11,18}

Si bien la mayoría de los neonatos respiran a una frecuencia que varía de 20 a 60 rpm (respiraciones por minuto), en condiciones anormales pueden llegar a registrar hasta 120 rpm. Durante la ventilación convencional se puede entregar un volumen de gas normal ante frecuencias respiratorias menores de 60 rpm equivalente a 1 Hertz (1 Hz = 60 rpm); por arriba de un Hz se considera que la ventilación es de alta frecuencia; de tal manera que cuando usamos frecuencias

altas con ventiladores mecánicos convencionales (los cuales alcanzan hasta 100-150 rpm) se está usando una alta frecuencia de presión positiva (HFPPV): la cual, actualmente ya no se usa tanto como en los años ochenta, la ventilación con alta frecuencia con un ventilador convencional, muestra diferencias fisiológicas con respecto a las que se obtienen con aparatos de VAF.^{2,3} Aunque con los aparatos de VAF es posible entregar frecuencias respiratorias desde 2.5 a 30 Hz, en la mayoría de los neonatos se emplean frecuencias de 5 a 15 Hz (300 a 900 rpm).

TIPOS DE VENTILADORES DE ALTA FRECUENCIA

Es conveniente señalar que hay tipos de VAF de uso común: la ventilación de alta frecuencia oscilatoria (VAFO) [como *sensor medics 3100 A*[®]] y la ventilación de alta frecuencia tipo Jet (HFJV) [como *Bunnell Life Pulse*[®]].

Ventilación de alta frecuencia oscilatoria. El *sensor medics 3100 A*[®] usa un diafragma impulsado de manera electromagnética que genera un patrón de

* Servicio de Neonatología, Hospital Universitario. Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León.

presión sinusoidal dentro del circuito del ventilador, el cual alcanza al tubo endotraqueal. Hay un flujo continuo de gas fresco hacia el circuito y posteriormente el gas mezclado sale del circuito al tubo endotraqueal. El movimiento oscilatorio del diafragma produce una inspiración y espiración activa que impulsa la mezcla de gas entre el circuito y los alvéolos. La amplitud de la onda de presión es medida en el centro o eje del tubo endotraqueal como presión delta ($P\Delta$) y es proporcional al volumen de la respiración,³ y la presión media de la vía aérea (PAW), entregada al tubo endotraqueal, es dada por la velocidad de flujo del gas hacia el circuito y la resistencia del flujo al salir del circuito. La amplitud de la presión generada por el diafragma y la PAW puede ser ajustada.

Ventilación de alta frecuencia tipo jet. Este aparato entrega pulsos de gas a bajo volumen pero a altas velocidades generadas por una pequeña válvula conectada a una fuente de alta presión. Estos pulsos de volumen son entregados a la vía respiratoria superior y se superponen a un flujo de gas, en un ventilador convencional que da presión positiva al final de la espiración (PEEP). Las respiraciones convencionales pueden darse junto con las respiraciones jet.⁶

OXIGENACIÓN Y VENTILACIÓN CON VENTILADORES DE ALTA FRECUENCIA

Hay numerosas publicaciones que describen la participación de factores que intervienen en el intercambio de gas con el empleo de la VAF;⁷⁻¹¹ sin embargo, los detalles acerca de su intervención no impiden entender lo que interesa a los clínicos que hacen uso de esta tecnología. Basta pensar que la VAF es una técnica bastante eficiente para mover el gas de la vía respiratoria superior hacia el alvéolo y viceversa, es decir la oxigenación y la ventilación de los enfermos.

Oxigenación. En problemas como la enfermedad de membrana hialina (EMH), la aspiración de meconio y en la neumonía, todas asociadas con tendencia a desarrollar atelectasias, tanto con la ventilación convencional como la VAF, al incrementar la PAW disminuyen el riesgo de atelectasias y mejora la ventilación/perfusión y la oxigenación. Con la VAF ocurre un incremento significativo de la PAW que se traduce en aumento del volumen pulmonar, que se puede observar en la radiografía de tórax.^{6,12}

Ventilación. La ventilación, o la remoción del CO_2 de la sangre pulmonar, depende de la cantidad de gas fresco que se pone en contacto con la pared capilar. En el pulmón normal, con respiración espontánea o con ventilación convencional, la cantidad de gas que se pone

en contacto con la pared del capilar es el producto del volumen alveolar y frecuencia respiratoria. Así, la eliminación del CO_2 en la ventilación convencional es proporcional al producto de la frecuencia respiratoria (F) y al volumen *tidal* $= (F \times V_t)$. La eliminación del CO_2 durante la VAF es proporcional al producto de la frecuencia respiratoria por el cuadrado del volumen entregado en la vía respiratoria superior ($F \times V_t^2$). Con la VAF hay pequeños cambios en el volumen tidal, por lo que se obtiene un mejor efecto en la eliminación del CO_2 que con cambios en la frecuencia.¹¹

Mecanismos de intercambio de gas. Con la VAF son varios los mecanismos mediante los que se lleva a cabo el movimiento del gas entre la vía aérea superior y alvéolos. Con la ventilación alveolar directa por flujo de convección es común pensar que la VAF es exitosa con volúmenes *tidales* igual o menores al espacio muerto. Sin embargo, el espacio muerto es una aproximación matemática que promedia lo que ocurre en todo el sistema respiratorio. En la parte superior de la vía aérea suele haber algunos alvéolos más cerrados que otros, por lo tanto la ventilación con volúmenes cercanos al espacio muerto puede entregar gas fresco a algunos de éstos por convección o volumen de flujo¹⁰ (Figura 1).

La ventilación de alta frecuencia pendular es el mecanismo más eficiente para el intercambio de gas, consiste en el movimiento del gas entre dos unidades pulmonares adyacentes, secundario a las diferentes constantes. La constante de tiempo es una medida del tiempo que toma para igualarse la presión entre la vía aérea superior y los alvéolos al final de la inspiración o espiración; en una constante de tiempo el alvéolo se llena o se vacía un 63% mientras que en tres constantes lo hace en un 95%. Durante la ventilación convencional el tiempo inspiratorio y espiratorio son relativamente lar-

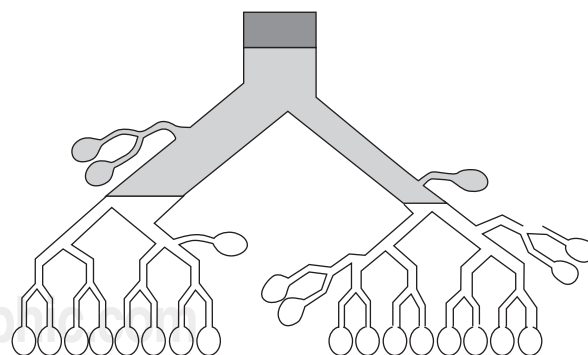


Figura 1. Ventilación alveolar directa ocurre en una fracción de alvéolos (área sombreada) aunque el volumen inspirado sea más pequeño que el espacio muerto anatómico.

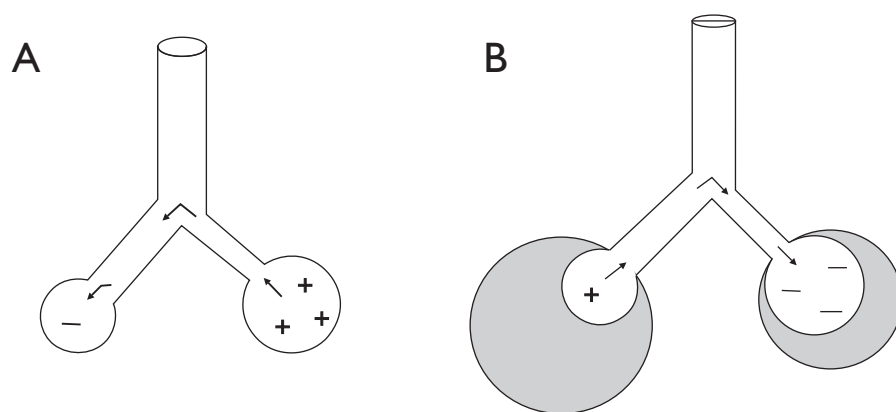


Figura 2. Ventilación de alta frecuencia pendular. Cuando dos unidades paralelas tienen diferentes constantes de tiempo. A = La unidad lenta puede vaciarse hacia la unidad rápida al final de la espiración. B = La unidad lenta puede inspirar de la unidad rápida al final de la inspiración.

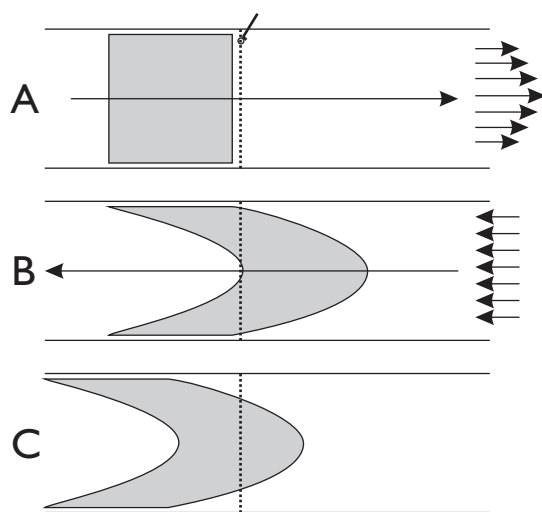


Figura 3. Dispersión convectiva debido a perfil de velocidad asimétrica. Un bolo de gas uniforme es dispersado (A) desarrollando un perfil de velocidad parabólico a la derecha, revertirse el flujo (B) lo hace como un perfil plano (flechas). Finalmente el bolo inicial (C) permanece sobre el punto de inicio pero el 25% es desplazado hacia la derecha y el 25% a la izquierda.

gos, comparados con la constante de tiempo (τ), de tal manera que al final de la inspiración y espiración la presión es esencialmente la misma entre la vía aérea superior y la de los alvéolos, por lo que a frecuencias altas la presión en el alvéolo tiene lapso más corto para alcanzar el equilibrio con la presión de la vía aérea superior.

Aun en enfermedades homogéneas, como la EMH, hay diferencias tanto en la *compliance* como en la resistencia de la vía aérea de las unidades alveolares. La constante de tiempo es el producto de la resistencia por la *compliance* ($\tau = R \times C$) pero hay diferencias pequeñas en las constantes de tiempo de diferentes alvéolos. A fre-

cuencias respiratorias altas el tiempo inspiratorio-espiratorio tienen constantes de tiempo muy cortas: ya no hay un adecuado tiempo para equilibrar la presión alveolar con la vía respiratoria superior. Si la frecuencia es además incrementada tanto como para que el tiempo inspiratorio-espiratorio sea relativamente corto, habrá una diferencia entre las constantes de tiempo adyacentes, lo que da lugar a un gradiente significativo de la presión entre alvéolos adyacentes, por lo que el gas se mueve de un alvéolo a otro, en vez de que de los alvéolos vaya a la vía respiratoria superior (Figura 2). Cuando esto sucede, el entregar pequeños volúmenes a la vía aérea superior se originará el movimiento del gas entre los alvéolos adyacentes. Éste es el mecanismo de «aire oscilante o balanceo» entre alvéolos y mueve el gas entre alvéolos adyacentes, incrementando el movimiento en todo el pulmón.^{2,3,14}

Dispersión convectiva. La dispersión convectiva, debido a un perfil de velocidad asimétrica, se produce cuando una presión es aplicada súbitamente a un gas dentro de un tubo y el gas no se acelera de manera uniforme, como se ilustra en la Figura 3; las partículas de gas en el centro del tubo se aceleran a mayor velocidad que aquellas que van cerca o pegadas a la pared del tubo. La diferencia que hay entre el gas que fluye por el centro y el de la periferia, o la asimetría en estos perfiles de velocidad del gas, depende de varios factores, incluyendo el diámetro del tubo y la presión aplicada.

Cuando súbitamente se aplica una presión alta al gas en la vía respiratoria superior, el del centro de la vía aérea viajará a mayor velocidad y más lejos que el gas de la periferia. Por lo tanto, algo de gas fresco viajará más lejos dentro del pulmón, que si se aplicara una presión más lenta: como durante la ventilación convencional. Durante la exhalación el gas es acelerado fuera de los alvéolos y el proceso se hace de manera inversa. Sin embargo, cabe mencionar que el diámetro de la vía aé-

rea es menor durante la exhalación que durante la inspiración, por lo tanto el grado de asimetría del perfil de velocidad es menos durante la exhalación que durante la inspiración, y los vectores de la inspiración y espiración de un ciclo completo de alta frecuencia, no se anulan.^{2,12}

DISPERSIÓN TIPO TAYLOR

Esta dispersión del gas también se le conoce como de difusión aumentada. En ella, una de las consecuencias de la marcada asimetría del perfil de velocidad está dado por el gas fresco en el centro de la vía aérea, rodeado por gas de un ciclo respiratorio previo en la periferia de la vía aérea. Como se puede ver en la *Figura 4* hay un gradiente de concentración del centro hacia la periferia, tanto para el O_2 como el CO_2 lo que conduce a una difusión radial: de la periferia de la vía aérea hacia el centro y del centro a la periferia. Esta difusión causada por la combinación de los vectores de velocidad axial asimétrica y los gradientes de concentración radial se le conoce como dispersión tipo Taylor.^{2,3,6,13}

Difusión molecular. La difusión molecular no sólo participa en el intercambio de gas a través de la membrana alvéolo-capilar sino que también participa en el movimiento del oxígeno y el CO_2 a lo largo de la superficie alveolar y en menor escala en la parte conductora de la vía respiratoria. Es un mecanismo de transporte que se origina por la oscilación térmica azarosa de las moléculas (movimiento Browniano). Cuando las moléculas de una mezcla de gas tienen una temperatura por arriba del cero absoluto, ocurre siempre la difusión molecular.¹¹

Distribución de las presiones. El tubo endotraqueal y la vía aérea actúan como un filtro de resistencia baja. Este tipo de filtros transmiten señales de baja frecuencia sin que sean atenuados (disminución o amortiguación); en cambio logran atenuar las señales de alta frecuencia. El grado en que ocurre tal atenuación aumenta entre más se incrementa la frecuencia. La atenuación se refiere al hecho de que la amplitud de la onda disminuye, sin afectar la presión media. Por lo tanto, al aumentar la frecuencia respiratoria menos que la presión que fue entregada al tubo endotraqueal ésta es conducida al alvéolo. Por ejemplo, en un neonato con EMH a la frecuencia respiratoria de 0.5 Hz (30 rpm) hay una atenuación mínima de la onda de presión de la vía aérea superior hacia el alvéolo. En este caso la presión inspiratoria pico (PIP) y la presión al final de la espiración (PEEP) medidos en la vía aérea superior, son las mismas que las del alvéolo. Cuando tenemos entre 1-2 Hz (60-120 rpm) el tubo endotra-

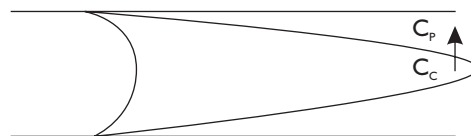


Figura 4. Dispersión tipo Taylor. El perfil de velocidad asimétrica produce un área de gas fresco en el centro del tubo con alta concentración de oxígeno y baja de CO_2 (C_c) y este perfil es rodeado por un área de gas «viejo» en la periferia del tubo. Por lo tanto se crea un gradiente de concentración donde el oxígeno se difunde radialmente del centro a la periferia y el CO_2 de la periferia al centro.

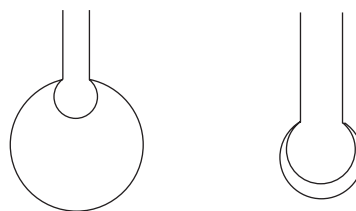


Figura 5. La figura de la izquierda en una forma simple, muestra el rango de volúmenes que presentan los pulmones durante la ventilación convencional. La figura de la derecha muestra los pequeños rangos de volúmenes durante la ventilación de alta frecuencia.

queal y la vía aérea, disminuye la amplitud de la onda de presión, siendo más pequeña cuando el gas llega al alvéolo. Cuando esto sucede el PEEP alveolar es mayor que el PEEP medido en la vía respiratoria superior y el PIP alveolar es menor que el PIP medido en la vía respiratoria superior.

Cuando se aumenta la frecuencia (Hz) la atenuación (disminución) de la presión delta pasa a ser un aspecto fundamental de la VAF oscilatoria. En un experimento en el cual se midió las presiones alveolares de la tráquea proximal de conejos que recibieron VAF oscilatoria, el tubo endotraqueal atenuó arriba del 97% de la amplitud de la oscilación, mientras que la vía aérea agregó 75% más de disminución en la amplitud entre la tráquea y el alvéolo.

El tubo endotraqueal y la vía aérea superior no solamente atenúan la amplitud (presión delta) también parece haber un efecto en la distribución regional de la presión media dentro del pulmón. Al medir directamente la presión en conejos ventilados con VAF oscilatoria, se observó una más baja presión media en la vía aérea del lóbulo superior que en el lóbulo inferior o la tráquea. La magnitud de esta diferencia depende de la razón inspiración/espiración.^{16,17}

VENTAJAS DE LA VENTILACIÓN DE ALTA FRECUENCIA

Además de las ventajas que teóricamente tiene la VAF hay ya abundante información de su empleo en estudios clínicos y en animales de experimentación, que permiten afirmar que supera a la ventilación convencional en algunas enfermedades neonatales.

Desde el punto de vista teórico en la imagen izquierda de la *figura 5* se muestra, de manera esquemática, cómo un pulmón cuando es ventilado con ventilación convencional el volumen al final de la inspiración y espiración, se observa que el pulmón sin *compliance* (como en EMH) tiende a desarrollar colapso alveolar al final de la espiración. Cuando esta atelectasia pulmonar es inflada con un volumen *tidal* normal el resultado puede ser una sobredistensión, tanto de la vía aérea como de los alvéolos no atelectásicos. La sobredistensión de la vía aérea y/o alveolar puede causar complicaciones como: enfisema intersticial, neumotórax, daño en la interfase alvéolo-capilar y salida de moléculas proinflamatorias.

En cambio, la imagen derecha de la *figura 5* muestra lo ideal durante la VAFO: donde el volumen pulmonar es mantenido entre los dos extremos de la ventilación convencional. De esta manera, tanto las atelectasias y sobredistensión disminuyen. Para enfermos con numerosas atelectasias, al cambiar de la ventilación convencional por la VAF se incrementa el promedio del volumen pulmonar a medida que éstas disminuyen, sin provocar sobredistensión. Si el paciente tiene sobredistensión o fuga de aire, es posible disminuir el volumen pulmonar disminuyendo el promedio del mismo, por lo que baja la sobredistensión sin que ocurra colapso alguno al final de la espiración. En los primeros reportes hechos del empleo de la VAFO se hacía énfasis de la ventaja de usar la presión media de la vía aérea baja para pacientes tratados con enfisema intersticial y fístula broncopulmonar. Como la incidencia de ambos problemas ha disminuido ahora el interés por el uso de la VAFO es para prevenir o revertir atelectasias sin causar sobredistensión. A esta estrategia se le llama de volumen pulmonar óptimo.^{2,3,6}

DESVENTAJAS DE LA VENTILACIÓN DE ALTA FRECUENCIA

Una desventaja del VAF, con respecto a los aparatos de ventilación convencional, es el hecho de ser inferior en monitoreo de tiempo real: aún no es posible obtener en la VAF las gráficas del ventilador convencional; la pletismografía que proporciona cálculos precisos de los cambios rápidos de volumen durante la VAF, no se puede emplear en forma rutinaria debido al tamaño del equipo.⁶

Es importante mencionar que la VAF es muy efectiva para remover el CO_2 por lo que es fácil hiperventilar al paciente, por lo que se genera una hiperventilación inadvertida. Es por eso necesario monitorear el CO_2 en sangre o transcutáneo: al iniciar la VAF, después de aplicación de surfactante, durante cirugías o cuando la mecánica pulmonar está cambiando, para evitar algún afecto indeseable en el cerebro.¹³

También es difícil valorar clínicamente la sobredistensión y subdistensión pulmonar durante la VAF.¹⁴ En particular preocupa el hecho de que la sobredistensión es un riesgo significativo en aquellos enfermos que han tenido una mejoría reciente de su *compliance* pulmonar: debido al profundo efecto de la *compliance* en la eficacia para ventilar del VAF; es recomendable tener especial cuidado en quienes padecen de una enfermedad pulmonar no homogénea, pues están en riesgo de desarrollar hiperinflación regional. Como regla general, como medida precautoria, es prudente obtener radiografía de tórax inmediatamente: 1. Al iniciar la VAF; 2. Después de hacer cambios en los parámetros del VAF; y 3. Al subir el FiO_2 más de 0.2%. Se sugiere mantener el volumen pulmonar en la radiografía de tórax hasta el octavo espacio intercostal.

EFFECTOS CARDIOVASCULARES

La relación entre un excesivo PEEP y/o presión media de la vía aérea y deterioro del gasto cardíaco, es de conocimiento general entre quienes usan la ventilación convencional. Esta misma relación existe con la VAF: en la cual el incremento de la presión media de la vía aérea puede disminuir el gasto cardíaco. Este efecto indeseable se puede evitar con el monitoreo de gases y la radiografía de tórax.¹⁵ Los efectos adversos debidos a la alta presión media de la vía aérea son frecuentemente observados en personas con una reserva cardíaca limitada, como en los que padecen neumonía y choque séptico. En estos enfermos la VAF con alta presión media de la vía aérea puede mejorar la oxigenación y ventilación, pero también origina una disminución del gasto cardíaco. La cuidadosa dosificación de la presión media de la vía aérea y del volumen pulmonar, así como el monitoreo estrecho del estado cardiovascular y el uso juicioso de los expansores de volumen son necesarios en estos pacientes.

No menos importante es el efecto de la VAF en el sistema nervioso central. Varios estudios han sugerido que hay una asociación entre la VAF con la hemorragia intraventricular y la leucomalasia observada en niños prematuros; aunque en la mayoría de ellos no ha sido posible probar que tal asociación tenga una relación directa con este tipo de ventilación.^{16-18,19}

EXPERIENCIAS CLÍNICAS

En los estudios clínicos reportados en los que se ha empleado la VAF, se han usado varios tipos de aparatos con variadas estrategias para tratamiento de distintas enfermedades, con diversas conclusiones. Reportes de la era presurfactante sugieren que la VAF ofrece ventajas por la administración de volúmenes de aire libre al pulmón en casos de enfisema pulmonar intersticial y fístula broncopulmonar.²⁰ Otros autores han probado que la VAF tipo «jet» es superior a la ventilación convencional en el tratamiento de neonatos con EMH complicada por enfisema intersticial.^{21,22} Hay también informes que mencionan que la VAF oscilatoria es superior a la convencional, para prevenir enfisema intersticial y neumotórax en recién nacidos con EMH.²²

Otras publicaciones, enfocadas a la prevención de la enfermedad pulmonar crónica, la mayoría con aparatos **Bunnell®** o el **Sensor Medics®**,^{16-18,23} con tiempos inspiratorio/espiratorio de 1:1 y con estrategias que enfatizan el «reclutamiento pulmonar» hacen notar que en neonatos con un peso entre 600 a 1,200 g, en diseños bien controlados y administrando un volumen óptimo pulmonar con rápido «destete» y VAF hasta extubación,²⁴ indican que los niños con VAF pueden ser extubados rápidamente y con menos riesgo de padecer enfermedad pulmonar crónica a las 36 semanas de edad corregida. Por otra parte, estudios de seguimiento en niños tratados con VAF tuvieron una mejor función pulmonar que aquéllos con ventilación convencional.²⁵⁻²⁷

Referencias

- Keszler M, Durand DJ. Neonatal high-frequency ventilation. Past, present, and future. *Clin Perinatol* 2001; 28: 579-607.
- Chang HK. Mechanisms of gas transport during ventilation by high-frequency oscillation. *J Appl Physiol* 1984; 56: 553-63.
- Boynton BR, Carlo WA, Jobe AH. *New therapies for neonatal respiratory failure: A physiological approach*. First edition. New York: Cambridge; 1994: 357.
- Boros SJ, Bing DR, Mammel MC, Hagen E, Gordon MJ. Using conventional infant ventilators at unconventional rates. *Pediatrics* 1984; 74: 487-92.
- Roithmaier A, Hultsch W, Lipowsky G, Reinhardt D. Airway pressure measurements during high-frequency positive pressure ventilation in extremely low birth weight neonates. *Crit Care Med* 1994; 22(9 Suppl): S71-6.
- Durand DJ, Asselin JM. High-frequency oscillatory ventilation. In: Polin RA, Fox WW, Abman SH. *Fetal and neonatal physiology*. ed. Philadelphia: Saunders. 2004: 979-84.
- Hatcher D, Watanabe H, Ashbury T, Vincent S, Fisher J, Froese A. Mechanical performance of clinically available, neonatal, high-frequency, oscillatory-type ventilators. *Crit Care Med* 1998; 26: 1081-8.
- Venegas JG, Hales CA, Strieder DJ. A general dimensionless equation of gas transport by high-frequency ventilation. *J Appl Physiol* 1986; 60: 1025-30.
- Venegas JG, Yamada Y, Custer J, Hales CA. Effects of respiratory variables on regional gas transport during high-frequency ventilation. *J Appl Physiol* 1988; 64: 2108-18.
- Boynton BR, Hammond MD, Fredberg JJ, Buckley BG, Villanueva D, Frantz ID 3rd. Gas exchange in healthy rabbits during high-frequency oscillatory ventilation. *J Appl Physiol* 1989; 66: 1343-51.
- Chang HK. Mechanisms of gas transport during ventilation by high-frequency oscillation. *J Appl Physiol* 1984; 56(3): 553-63.
- Froese AB, Kinsella JP. High-frequency oscillatory ventilation: Lesson from the neonatal/pediatric experience. *Critical Care Medicine* 2005; 33 (3 Suppl): S115-21.
- Sociedad Española de Neonatología. Recomendaciones sobre ventilación de alta frecuencia oscilatoria. *An Esp Pediatr* 2002; 57: 238-43.
- Weber K, Courtney SE, Pyon KH, Chang GY, Pandit PB, Habib RH. Detecting lung overdistention in newborns treated with high-frequency oscillatory ventilation. *J Appl Physiol* 2000; 89: 364-72.
- Durand DJ, Asselin JM, Hudak ML, Aschner JL, McArtor RD, Cleary JP, VanMeurs KP, Stewart DL, Shoemaker CT, Wiswell TE, Courtney SE. Early high frequency oscillatory ventilation versus synchronized intermittent mandatory ventilation in very low birth weight infants: a pilot study of two ventilation protocols. *J Perinatol* 2001; 21: 221-9.
- Gerstmann DR, Minton SD, Stoddard RA, Meredith KS, Monaco F, Bertrand JM, Battisti O, Langhendries JP, Francois A, Clark RH. The provo multicenter early high-frequency oscillatory ventilation trial: improved pulmonary and clinical outcome in respiratory distress syndrome. *Pediatrics* 1996; 98: 1044-57.
- Plavka R, Kopecky P, Sebron V, Svihovec P, Zlatohlavkova B, Janus V. A prospective randomized comparison of conventional mechanical ventilation and very early high frequency oscillatory ventilation in extremely premature newborns with respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med* 1999; 25: 68-75.
- Courtney SE, Durand DJ, Asselin JM, Hudak ML, Aschner JL, Shoemaker CT. High-frequency oscillatory ventilation versus conventional mechanical ventilation for very-low-birth-weight infants. *N Engl J Med* 2002; 347: 643-52.
- Johnson AH, Peacock JL, Greenough A, Marlow N, Limb ES, Marston L, Calvert SA; United Kingdom Oscillation Study Group. High-frequency oscillatory ventilation for the prevention of chronic lung disease of prematurity. *N Engl J Med* 2002; 29; 347: 633-42.
- Keszler M, Donn SM, Bucciarelli RL, Alverson DC, Hart M, Lunyong V, Modanlou HD, Noguchi A, Pearlman SA, Puri A. Multicenter controlled trial comparing high-frequency jet ventilation and conventional mechanical ventilation in newborn infants with pulmonary interstitial emphysema. *J Pediatr* 1991; 119: 85-93.
- HiFO Study Group. Randomized study of high-frequency oscillatory ventilation in infants with severe respiratory distress syndrome. *J Pediatr* 1993; 122: 609-19.
- Keszler M, Modanlou HD, Brudno DS, Clark FI, Cohen RS, Ryan RM, Kaneta MK, Davis JM. Multicenter controlled clinical trial of high-frequency jet ventilation in preterm infants with uncomplicated respiratory distress syndrome. *Pediatrics* 1997; 100: 593-9.
- Clark RH, Gerstmann DR, Null DM Jr, deLemos RA. Prospective randomized comparison of high-frequency oscillatory and conventional ventilation in respiratory distress syndrome. *Pediatrics* 1992; 89: 5-12.
- Gerstmann DR, Minton SD, Stoddard RA, Meredith KS, Monaco F, Bertrand JM, Battisti O, Langhendries JP, Francois A, Clark RH. The provo multicenter early high-frequency oscillatory ventilation trial: improved pulmonary and clinical outcome in respiratory distress syndrome. *Pediatrics* 1996; 98: 1044-57.

- tory ventilation trial: improved pulmonary and clinical outcome in respiratory distress syndrome. *Pediatrics* 1996; 98 (6 Pt 1): 1044-57.
25. Plavka R, Kopecky P, Sebron V, Svihovec P, Zlatohlavkova B, Janus V. A prospective randomized comparison of conventional mechanical ventilation and very early high frequency oscillatory ventilation in extremely premature newborns with respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med* 1999; 25: 68-75.
26. Courtney SE, Durand DJ, Asselin JM, Hudak ML, Aschner JL, Shoemaker CT. High frequency oscillatory ventilation versus conventional mechanical ventilation for very-low-birth-weight infants. *N Engl J Med* 2002; 347: 643-52.
27. HiFi Study Group. High-frequency oscillatory ventilation compared with conventional mechanical ventilation in the treatment

of respiratory failure in preterm infants: assessment of pulmonary function at 9 months of corrected age. *J Pediatr* 1990; 116: 933-41.

Correspondencia:

Dr. Isaías Rodríguez Valderrama
Hospital Universitario "José Eleuterio González",
Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales.
Madero y Gonzalitos, sin número,
Colonia Mitras Centro
Monterrey Nuevo León, 64660.
E-mail: irb442000@yahoo.com.mx

