

# Ventilación Mecánica Asistida: Hacia una mejor adaptación del respirador a las necesidades del paciente\*

PABLO RODRÍGUEZ<sup>1</sup>, LAURENT BROCHARD<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Terapia Intensiva, CEMIC, Buenos Aires, Argentina

<sup>2</sup>Service de Réanimation Médicale, Hôpital Henri Mondor; INSERM U615, Université Paris 12, Créteil, France

## Palabras clave

- ventilación mecánica
- falla respiratoria aguda
- modos ventilatorios

## Key words

- mechanical ventilation
- acute respiratory failure
- ventilator modes

## Resumen

La Ventilación Mecánica es rutinariamente aplicada a los pacientes internados en las Unidades de Cuidados Intensivos con la finalidad de reducir el trabajo de la respiración, mejorar la oxigenación o corregir acidosis respiratoria. Aunque con los modos tradicionales de Ventilación Mecánica se alcanzan muchos de estos objetivos, ellos tienen importantes limitaciones. Los modos alternativos podrían superar alguna de estas limitaciones y ahora están disponibles en los respiradores más modernos. En este artículo revisaremos aspectos generales del funcionamiento y las limitaciones de los modos de Ventilación Mecánica asistida tradicionales y el potencial interés de algunos nuevos modos promisorios.

## Summary

Mechanical ventilation is routinely delivered to patients admitted in intensive care units to reduce work of breathing, improve oxygenation or correct respiratory acidosis. Although traditional modes of mechanical ventilation achieve many of these goals, they have important limitations. Alternative modes are supposed to handle some of these limitations and are now available on modern ventilators. This article reviews general aspects of functioning and limitations of traditional modes of assisted mechanical ventilation, and the potential interest of some new promising modes.

## Introducción

La Ventilación Mecánica (VM) es frecuentemente utilizada en pacientes ingresados en las Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), para reducir el trabajo respiratorio, mejorar la oxigenación, o corregir acidosis respiratoria. Las indicaciones comunes de acuerdo al estudio multicéntrico que involucró a más de 5.000 mil pacientes son la falla respiratoria aguda (69%), coma (17%), insuficiencia respiratoria crónica exacerbada (13%), y trastornos neuromusculares (2%)<sup>1</sup>.

En la mayoría de los casos, el respirador es configurado para controlar completamente la ventilación del paciente, inmediatamente luego de la intubación. El objetivo es mejorar la oxigenación sin

inducir daño al pulmón y lograr reposo de los músculos respiratorios. Luego, cuando la condición del paciente comienza a mejorar, su ventilación es asistida por el respirador hasta la extubación. Esta asistencia puede ser efectuada con todos los modos tradicionales en distintos grados<sup>2</sup>. A pesar de que esto parezca lógico, no hay consenso claro sobre cuando, como y a qué nivel el trabajo respiratorio del paciente debe ser reducido. Una asistencia insuficiente puede inducir debilidad o fatiga del diafragma y forzar el reclutamiento de los músculos inspiratorios accesorios, a veces resultando en acidosis respiratoria<sup>3, 4</sup>.

Por otro lado, una asistencia en exceso puede inducir alcalosis respiratoria y reducir la actividad de los centros

respiratorios, facilitando la ocurrencia de asincronías paciente-respirador y disturbios del sueño<sup>2, 5-8</sup>.

En este artículo vamos a revisar algunos conceptos sobre ciertos modos ventilatorios orientados a mejorar la adaptación del respirador a la demanda respiratoria del paciente incluyendo, la asistencia ventilatoria proporcional (PAV, “Proportional Assist Ventilation”), ventilación de soporte adaptable (ASV, “Adaptive Support Ventilation”) y sistemas basados en conocimiento (“knowledge based systems”).

### Modos tradicionales de Ventilación Mecánica

El término modo ventilatorio resume la manera en la que la asistencia es aplicada al sistema respiratorio del paciente por el respirador. Son definidos generalmente por las variables de control y de fase<sup>9</sup>.

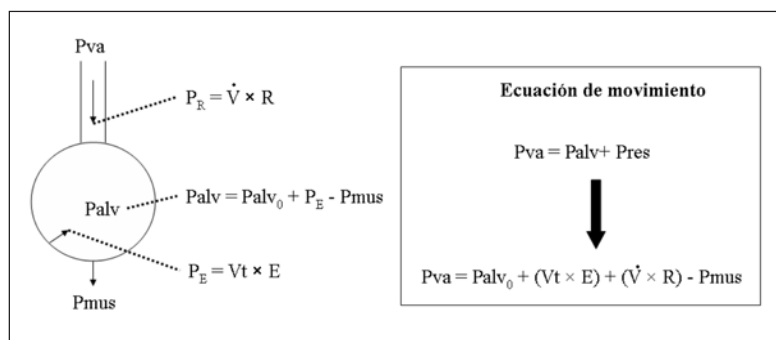
La variable controlada, es decir aquella que el respirador manipula en forma precisa durante el ciclo respiratorio, es el flujo inspiratorio (o volumen corriente) o la presión en la vía aérea. Al usar modos tradicionales, los respiradores controlan solamente una variable (flujo / volumen o la presión). La otra variable (presión o volumen) refleja el esfuerzo del paciente y las propiedades mecánicas del sistema respiratorio según la ecuación del movimiento del sistema respiratorio (Figura 1).

Las variables de fase se refieren a cómo el ciclo respiratorio “es manejado” por el respirador: comienzo del ciclo con el cambio de espiración a inspiración, duración de la inspiración, paso de la inspiración a la espiración y duración de la espiración<sup>9</sup>. La inspiración comienza cuando una señal alcanza un valor de umbral específico: tiempo (según la frecuencia respiratoria elegida) en el caso de ventilación controlada y un determinado umbral de disparo para una señal de

flujo o presión para la ventilación asistida. Después de eso, la variable de control (flujo o presión) es aumentada hasta un límite definido y se mantiene en este nivel hasta el final de la inspiración. En el caso del modo del control de flujo, la inspiración acaba después de un tiempo inspiratorio fijo o después de la entrega de un volumen definido. Por otra parte, el final de la inspiración en modos de presión se define por el tiempo (Ventilación Controlada por Presión, “Pressure-Controlled Ventilation” o PCV) o cuando el flujo inspiratorio alcanza un umbral predefinido (Ventilación con presión de soporte, “Pressure Support Ventilation” o PSV). Finalmente, la presión durante la espiración puede ser controlada hasta el ciclo inspiratorio siguiente, permitiendo la selección de una determinada Presión Positiva de Fin de Espiración (PEEP, “Positive End-Expiratory Pressure”).

Los modos “tradicionales” son elegidos con frecuencia por los clínicos. Según relevamientos internacionales, la Ventilación Asistida/Controlada por Volumen (ACV, “Assist-Control Ventilation”), PCV, la ventilación obligatoria intermitente sincronizada (SIMV, “Synchronized Intermittent Mandatory Ventilation”) y PSV se prefieren en gran medida<sup>1, 10</sup>.

ACV, el modo más frecuentemente usado, permite un control preciso del Volumen corriente ( $V_t$ ) y de la Ventilación Minuto que recibe el paciente<sup>11</sup>. Esto es especialmente interesante durante la fase inicial de la ventilación mecánica, cuando el esfuerzo del mismo debe ser reducido en gran parte y los déficit de oxigenación deben ser mejorados. ACV es un modo controlado por flujo (o volumen) y ciclado por tiempo (o volumen). Por consiguiente, la presión de la vía aérea no es limitada durante la inspiración, y depende de la ecuación del movimiento del sistema respiratorio. Esto no es muy problemático durante la ventilación controlada, porque las presiones de las vías



**Fig. 1.** Ecuación de Movimiento del Sistema Respiratorio que establece la relación entre la presión en la vía aérea ( $P_{va}$ ), el componente elástico ( $P_E$ ) y resistivo ( $P_R$ ) y el esfuerzo de los músculos inspiratorios ( $P_{mus}$ ).  $Palv_0$ : presión de retracción elástica antes de inspiración;  $V_t$ : volumen corriente;  $E$ : elastancia;  $V$ : flujo inspiratorio;  $R$ : resistencia.

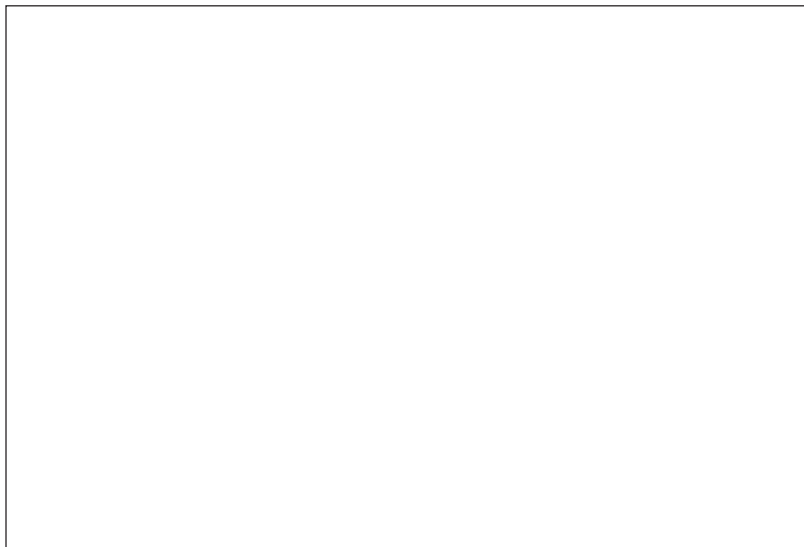
aéreas, especialmente la presión meseta (o plateau), pueden ser supervisadas o monitoreadas fácilmente.

La adaptación es obtenida generalmente por la sedación al principio de la ventilación mecánica. La sedación también se necesita para facilitar la tolerancia a ajustes particulares tales como el uso de volúmenes corrientes pequeños en pacientes con síndrome de distress respiratorio agudo<sup>12, 13</sup>. Sin embargo, la sedación continua y profunda se ha asociado a la prolongación de la ventilación mecánica y de la estancia en la UTI<sup>14</sup>.

Los elección de parámetros fijos como el tiempo inspiratorio, el flujo y el  $V_t$  durante la ventilación asistida con ACV pueden ser muy difíciles de tolerar para los pacientes que tienen un alto requerimiento respiratorio. Por ejemplo, el "auto-triggering" precoz, es decir el desencadenamiento de un ciclo inspiratorio inmediatamente luego de una inspiración (doble ciclado), puede suceder si el tiempo inspiratorio del paciente es más grande que el tiempo del respirador<sup>15</sup>. Por otro lado el paciente puede percibir un exceso de resistencia a la insuflación cuando el flujo inspiratorio es escaso o insuficiente durante ACV como puede observarse en la Figura 2A<sup>16</sup>.

Los modos controlados por presión como PSV, pueden superar algunas de las limitaciones observadas durante ACV. PSV es un modo iniciado por el

paciente, controlado por presión y ciclado por flujo<sup>17</sup>. Esto significa que la ayuda o asistencia medida como presión en la vía aérea es constante cualquiera sea el esfuerzo del paciente, según el nivel de presión de soporte seleccionado. El flujo inspiratorio es variable y desacelerado. Depende del esfuerzo del paciente y de su mecánica respiratoria (resistencia de vía aérea y elastancia del sistema respiratorio). La variable de ciclado a espiración se alcanza generalmente cuando el flujo inspiratorio logra un umbral predefinido. Este valor se expresa generalmente como un porcentaje del flujo inspiratorio máximo y puede ser variado manualmente en algunos respiradores. El ajuste estándar es un 25% del flujo inspiratorio máximo. Además, un tiempo inspiratorio máximo puede ser seleccionado en algunos respiradores, introduciendo un tiempo inspiratorio condicionado, similar a PCV. Esto puede ser de interés en presencia de pérdidas, como se muestra durante la ventilación mecánica no invasiva para evitar inspiraciones prolongadas y asincronías paciente-respirador<sup>18</sup>. En conjunto, estas características pueden dar al paciente teóricamente la oportunidad para elegir su  $V_t$ , tiempo inspiratorio y flujo. Esto hace de la PSV un modo conveniente para la ventilación mecánica asistida (Figura 2B). También ha probado ser útil para el destete de la ventilación mecánica<sup>19, 20</sup>.



**Fig. 2 A.** Curvas de flujo aéreo, presión en la vía aérea (Pva) y presión esofágica (Pes) en un paciente con gran esfuerzo respiratorio (obsérvese la amplitud de la deflexión de la Pes) durante la ventilación en Ventilación Asistida/Controlada por Volumen (ACV, "Assist-Control Ventilation) con onda cuadrada. Se utilizó un respirador Servoi (Maquet Inc., Solna, Suecia). Este respirador incrementa el flujo frente a un esfuerzo importante del paciente (flecha negra). Nótese además la ausencia de incremento en la Pva durante la inspiración secundaria al importante trabajo realizado por el paciente. **B.** Registros en el mismo paciente algunos minutos después de iniciar la ventilación con Presión de Soporte (PSV, Pressure Support Ventilation). Obsérvese la mejor presurización de la vía aérea durante la inspiración y la disminución marcada del esfuerzo del paciente indicada evidenciada por una menor variación de la Pes (\*).

Varias desventajas han sido reconocidas para la PSV, haciendo que la elección de los parámetros de configuración de la misma no sea tan fácil como se ha considerado previamente<sup>21</sup>. Primero, fijar el nivel de presión de soporte sigue siendo una cuestión de discusión. Normalmente, se fija para obtener una frecuencia respiratoria dentro de un intervalo deseado, cierto  $V_t$  y que a su vez suprime la actividad de los músculos accesorios de la respiración<sup>17</sup>. Esto además es complicado por el hecho de que marcadas y tal vez inaceptables asincronías paciente-respirador se han reportado con altos niveles de asistencia<sup>2, 22</sup>. En segundo lugar, sin intervención, la ayuda de la presión será siempre la misma independientemente de la demanda respiratoria del paciente. Esto hace que sea necesario una frecuente reevaluación del paciente y de su ventilación alveolar (ventilación minuto y  $\text{PaCO}_2$ ). Tercero, la velocidad de la presurización (“rise time”) es también importante. Una velocidad de presurización baja aumenta el esfuerzo del paciente, mientras que las velocidades muy altas pueden inducir tos y ser no confortables<sup>23</sup>. Finalmente, la variable de ciclado espiratorio (también llamado “trigger” espiratorio) puede desempeñar un papel en términos de interacción del paciente-respirador<sup>15</sup>. Según lo indicado previamente, algunos respiradores permiten la modificación del criterio de ciclado espiratorio. Aunque todavía no es claro qué valor de flujo es el más apropiado, algunos respiradores sólo proponen algoritmos fijos que pueden incrementar el riesgo de ciclados tardíos (por ejemplo el trigger espiratorio de 5 l/min del Puritan Bennett 7200 [Tyco Healthcare, Mansfield, MA] o del 5% de flujo máximo del Servo 300 [Siemens Medical Systems Inc., Lund, Sweden]). Resulta evidente que sea necesario variar este criterio en ciertos pacientes<sup>24</sup>. Los pacientes que demuestran una alta demanda respiratoria y que tienen tiempos inspiratorios neurales más cortos, tales como pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica son un ejemplo frecuente<sup>15</sup>. En algunos casos estos pacientes pueden llegar a mostrar un reclutamiento de los músculos espiratorios durante la fase inspiratoria del respirador<sup>25</sup>. La persistencia de la actividad de músculos espiratorios puede a su vez promover un incremento en la PEEP intrínseca lo que disminuye la probabilidad de reconocer el siguiente esfuerzo respiratorio del paciente<sup>26</sup>.

### Optimización de la Interacción Paciente-Respirador

Los modos “alternativos” fueron desarrollados para mejorar la sincronización entre la demanda de la ventilación del paciente y la respuesta del respirador. En

la gran mayoría, son modificaciones de los modos “tradicionales” que aprovechan el microprocesador del respirador para adaptar la asistencia a objetivos específicos. Esto puede implicar diversos niveles de complejidad, desde apenas asegurar una ventilación minuto predefinida o un  $V_t$  hasta una adaptación compleja de asistencia según el patrón respiratorio o ciertas variables fisiológicas. En el párrafo siguiente, discutimos el interés, la evaluación clínica y la limitación de los modos alternativos dirigidos a mejorar la interacción entre el paciente y la asistencia entregada por el respirador.

### Modos de Control Duales

El respirador controla solamente una variable (presión o volumen/flujo) durante la asistencia con modos “tradicionales” tales como PSV o ACV. Algunos respiradores también ofrecen modos especiales que permiten controlar ambas variables. Sin embargo, hay solamente una de ellas (presión o volumen/flujo) que es realmente controlada en una parte dada de la inspiración. Esta clase de modalidades se incluye con frecuencia bajo el término “control-dual”. La nomenclatura es heterogénea, cambia de respirador a respirador y a veces no es muy informativa<sup>27</sup>.

Los modos de control-dual se basan en algoritmos básicos. En casi todos los casos, la presión de vía aérea es la variable controlada que se ajusta para lograr un  $V_t$  específico. Esto se puede hacer dentro de una sola inspiración o en una manera ciclo a ciclo. El objetivo es simple: una mejor adaptación a los cambios en la mecánica respiratoria en caso de ventilación asistida, y del control de la presión de la vía aérea mientras se asegura la ventilación minuto. Potencialmente, esto puede mejorar la comodidad del paciente y reducir la necesidad de modificaciones frecuentes en los ajustes del respirador. Sin embargo, como explicaremos debajo, los modos duales básicos presentan varios problemas poniendo a veces en riesgo a los pacientes. Además, la experiencia clínica publicada con estos modos es escasa.

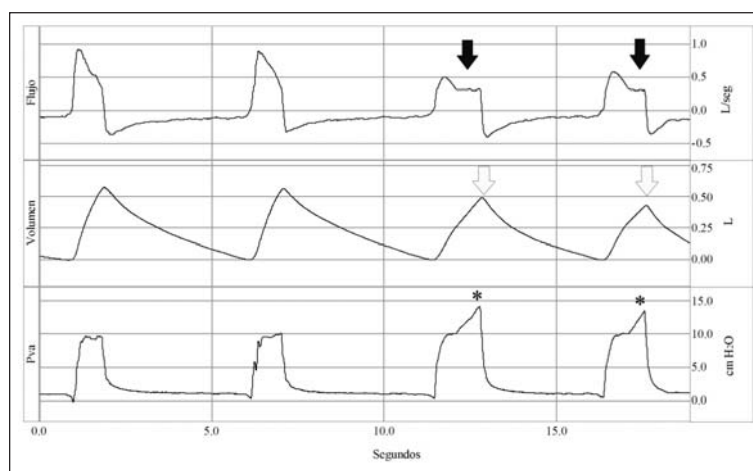
La Presión de Soporte con Volumen Asegurado (VAPS, “Volume-Assured Pressure Support”) es un ejemplo de modo dual que se adapta dentro de un ciclo. Se ha descrito hace más de 10 años y se ha incluido en el Bird 8400 y el T-Bird (Bird Corp., Palm Springs, CA)<sup>28</sup>. Los ajustes específicos en este modo son  $V_t$  mínimo, frecuencia respiratoria, presión inspiratoria y un nivel de “flujo constante”. La inspiración se puede accionar por el tiempo (ciclo controlado) o por el paciente. Al principio, el respirador entrega gas para aumentar la presión de la vía aérea, comportándose como en PSV o PCV según el pacien-

te haya disparado o no. Como en los modos de presión controlada, el flujo decrece progresivamente hasta un nivel predefinido ("flujo constante"). En este punto, si el  $V_t$  inspiratorio es igual o mayor que el  $V_t$  mínimo predefinido, la válvula inspiratoria se cierra y la espiración comienza como en PSV. Sin embargo, si el  $V_t$  inspiratorio es menor, la inspiración continuará con ese flujo constante hasta que el  $V_t$  mínimo sea entregado<sup>27, 28</sup>. Esto puede aumentar peligrosamente el tiempo inspiratorio, predisponiendo al paciente a atropamiento de gas (PEEP intrínseca) y asincronías de fase cuando se reduce el esfuerzo del paciente (Figura 3). Aunque un estudio fisiológico a corto plazo demostró mejoras en el trabajo de la respiración y de la sincronización comparadas con ACV<sup>28</sup>, no hay datos sobre la utilización a largo plazo de este modo.

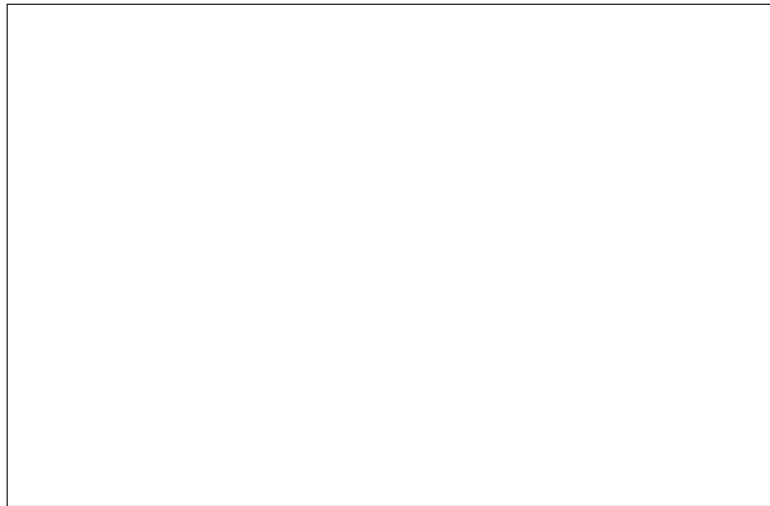
En el modo Soporte de Volumen (VS, "Volume support") el respirador ajusta la presión de soporte para lograr un  $V_t$  predeterminado y entre tanto mantiene un Volumen Minuto con ajustes respiración a respiración. Fue incluido originalmente en el Servo 300 (Siemens Medical Systems Inc., Lund, Suecia) y está disponible en Servo (Maquet Inc., Solna, Suecia). Es un modo asistido, controlado por presión y ciclado por flujo, como la PSV. Los ajustes específicos para este modo son el  $V_t$  deseado y la frecuencia respiratoria. Inicialmente, el respirador calcula la compliance dinámica del paciente durante una respiración de prueba con 5 centímetros  $H_2O$  de ayuda de la presión. Así, basado en esta "constante", calcula la presión necesitada para producir el  $V_t$  determinado. Los cambios

de ciclo a ciclo pueden ser de menos de 3 centímetros  $H_2O$ , desde presión espiratoria de base a una presión de 5 cm de  $H_2O$  por debajo de la presión inspiratoria máxima seleccionada. En VS la asistencia aumenta "correctamente" cuando se reduce el  $V_t$ , como se puede observar en pacientes con resistencia a vía aérea creciente o respiración rápida y superficial. Sin embargo, si el paciente aumenta su esfuerzo (y consecuentemente su  $V_t$ ) para compensar un incremento en la demanda respiratoria como puede ser visto en la fiebre o la acidosis, disminuirá paradójicamente la asistencia (Figura 3). Esto último se ha demostrado recientemente en un estudio fisiológico conducido en pacientes expuestos a los aumentos en el espacio muerto<sup>29</sup>.

Algunos modos controlados por presión y ciclados por tiempo con características similares a VS han sido introducidos por los fabricantes. Algunos ejemplos son el regulado por presión con volumen controlado (PRVC, "Pressure-Regulated Volume Control") disponible en respiradores Servo, Ventilación de Presión Adaptable (APV, "Adaptive Pressure Ventilation") del respirador Galileo (Hamilton Medical AG, Bonaduz, Switzerland) y "Autoflow" de Evita 4 (Dräger, Lübeck, Alemania). Estos modos, simplemente ajustan la presión de la vía aérea para lograr un  $V_t$  específico y una ventilación minuto adecuada. Como en VS, ante esfuerzos respiratorios del paciente que puedan aumentar el  $V_t$ , el respirador reducirá efectivamente la asistencia (Figura 4). Al igual que con los otros modos duales, la experiencia publicada es muy limitada<sup>30, 31</sup>.



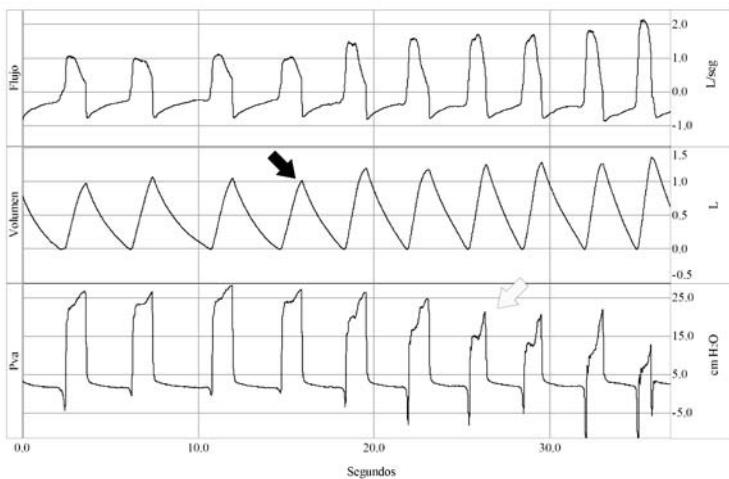
**Fig. 3.** Ventilación por presión de soporte con volumen asegurado (VAPS, "Volume-Assured Pressure Support"). Las primeras dos inspiraciones son ciclos limitados por presión. En las siguientes dos inspiraciones, el volumen entregado es menor que el volumen mínimo deseado (flecha vacía) cuando el flujo inspiratorio alcanza el nivel del "flujo inspiratorio constante" (flecha llena). En este punto, el respirador continúa entregando un flujo inspiratorio constante destinado a que se alcance el  $V_t$  mínimo. De esta manera, un incremento en la presión en la vía aérea es observado (\*).



**Fig. 4.** Ejemplo de Ventilación por Presión Adaptable (APV, "Adaptive Pressure Ventilation") del respirador Galileo (Hamilton Medical AG, Bonaduz, Switzerland). En este caso, el  $V_t$  se incrementa debido a la mayor demanda del paciente (flecha llena). APV inapropiadamente reduce el nivel de presión durante los siguientes ciclos (flecha vacía). Este tipo de respuesta también puede observarse con el modo de Soporte de Volumen (VS, "Volume Support").

### Ventilación Asistida Proporcional (PAV)

La PAV es conceptualmente diferente a todos los modos de ventilación asistida. En este modo, el respirador ajusta la presión aplicada en cada ciclo de ventilación de acuerdo a la demanda del paciente.

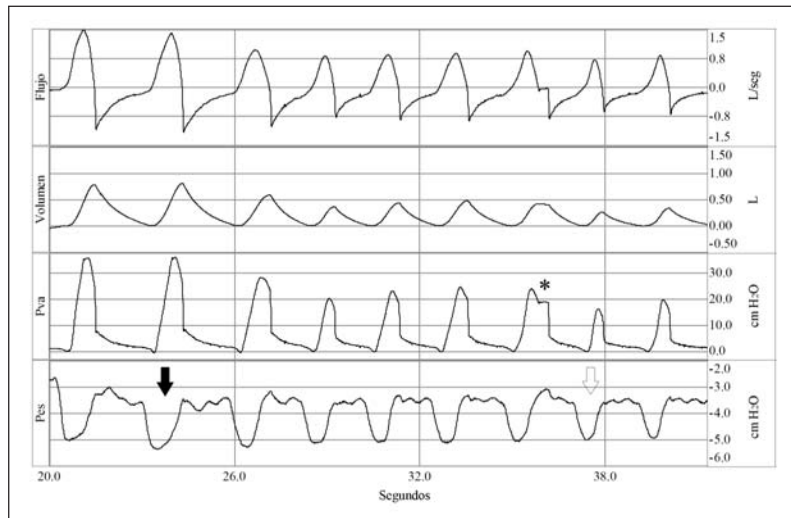


igual a la presión de la vía aérea (asistencia del respirador) más la presión muscular (esfuerzo del paciente). Durante la ventilación en PAV, el respirador calcula la presión aplicada midiendo sus componentes elásticos y resistivos en cada momento ya que conoce en forma instantánea el flujo y el volumen. Entonces ajusta la presión de acuerdo a un porcentaje de estos componentes, llamado generalmente asistencia de volumen y de flujo. Así, según la ecuación de movimiento, el respirador presurizará la vía aérea en proporción con el esfuerzo muscular, a condición de que la otra

parte de presión aplicada sea hecha por el paciente<sup>35</sup> Si los parámetros seleccionados son correctos, el respirador ciclará de la inspiración a la espiración al mismo tiempo que el esfuerzo del paciente concluye.

Varios estudios fisiológicos demostraron que la AV disminuye eficientemente el esfuerzo respiratorio<sup>34-37</sup>. Puede también preservar el patrón de respiración fisiológico mejor que PSV, permitiendo una mayor variabilidad del  $V_t$  con diversos grados de asistencia<sup>38, 39</sup>. Además, la PAV puede mejorar significativamente la interacción paciente-respirador en comparación con modos tradicionales de la ventilación mecánica<sup>38</sup> y puede aumentar el confort bajo VM<sup>40, 41</sup>. Algunos investigadores han evaluado la utilidad de periodos prolongados en PAV durante la ventilación mecánica no invasiva e invasiva: no se observó ningún efecto secundario importante y la tolerancia parece ser mejor<sup>40, 42-44</sup>. Se ha reportado una menor frecuencia de rechazos a continuar con la ventilación no invasiva al comparar PAV con PSV en un estudio randomizado<sup>40</sup>.

Sin embargo la PAV presenta algunas limitaciones. Como se describió previamente, la elasticidad y la resistencia deben ser reconocidas por el respirador para trabajar correctamente. Esto puede ser difícil durante la ventilación asistida. Si los valores son bajos el paciente puede ser subasistido. Si por el contrario se introducen incorrectamente altos valores y un alto porcentaje de la asistencia se utiliza, el respirador puede sobreasistir al paciente y no reconocer el final de la respiración del paciente. Esta situación se conoce como "run-away". Bajo estas circunstancias, la inspi-



**Fig. 5.** Ejemplo de la asistencia ventilatoria proporcional (PAV+, "Proportional Assist Ventilation") con alto grado de ganancia (90%). La presión en la vía aérea (Pva) generalmente sigue la presión esofágica (Pes). Mayores deflexiones de Pes producen mayor asistencia de presión (flecha llena) y viceversa (flecha vacía). Este ejemplo fue obtenido con un Puritan Bennett 840 (Tyco Healthcare, Mansfield, MA). Como se explica en el texto, este respirador automáticamente realiza pausas teleinspiratorias durante PAV para medir la elastancia y resistencia (\*).

ración del respirador termina cuando se alcanza la alarma de presión pico seleccionada o cuando el esfuerzo espiratorio del paciente es lo suficientemente intenso para cortar la asistencia inspiratoria del respirador<sup>32</sup>. Aunque los "run-aways" no pueden poner en peligro a los pacientes si las alarmas se fijan correctamente, pueden crear asincronías de fase importantes y discomfort. Para superar este problema, la elastancia y la resistencia se pueden calcular durante la ventilación controlada por flujo obtenida con hiperventilación o breve sedación<sup>45</sup>. Otra posibilidad consiste en aumentar progresivamente la asistencia del volumen y del flujo hasta observar un "run-away". Esto permite reconocer los valores tolerables máximos<sup>32, 46</sup>. Sin embargo, estos métodos no son dinámicos y si son utilizados, deben efectuarse mediciones reiteradas. Younes y col. han propuesto un nuevo método de medidas intermitentes no invasivas de elastancia y resistencia durante el PAV (Figura 5)<sup>47, 48</sup>. Dado que la inspiración del respirador concluye en forma simultánea con la del paciente, se realiza una breve pausa luego de la insuflación y antes de que el paciente realice esfuerzo espiratorio. La presión medida (teóricamente igual a la presión alveolar en ausencia de esfuerzo del paciente), junto con el volumen entregado y la PEEP permiten calcular la elastancia del sistema respiratorio. La resistencia es calculada durante la espiración siguiente a la pausa. Esto se realiza calculando la presión alveolar durante esa fase en varios puntos mediante la multiplicación del volumen remanente por la elastancia previamente me-

didada. Conociendo el flujo y la presión en la vía aérea al mismo tiempo es posible calcular la resistencia. Este método es prometedor, dado que puede realizar mediciones seriadas de ambos parámetros. Se han integrado en la PAV+ ofrecida por el respirador Puritan Bennett 840 (Tyco Healthcare, Mansfield, MA). Esta característica resulta atractiva en vistas a la utilización a largo plazo de la PSV. Sin embargo, es necesaria una mayor evaluación para probar su seguridad y eficacia.

La PAV también es afectada por la PEEP intrínseca, aunque la sensibilidad inspiratoria se fije en el valor mínimo. Esta situación puede inducir esfuerzos ineficaces o reducir la cantidad total del esfuerzo del paciente que es realmente asistida, sin que se pueda obtener una adecuada sincronización entre la inspiración del paciente y la asistencia del respirador.

### Asistencia respiratoria manejado por el paciente

Combinar la asistencia del respirador a la función del diafragma no es una nueva idea<sup>49</sup>. El interés principal es el evitar desacople debido a factores mecánicos tales como PEEP intrínseco.

Recientemente, algunos autores han propuesto modos que asisten en proporción a indicadores de la actividad diafragmática. Un acercamiento que utilizaba presión transdiafragmática como señal fue probado en sujetos sanos expuestos a diversos niveles de

PCO<sub>2</sub> inspiratoria. El respirador estaba bien sincronizado según los esfuerzos realizados<sup>50</sup>. Aunque este modo puede parecer prometedor, la señal transdiafragmática de la presión es alterada a veces por artefactos cardíacos o interferencia de músculos espiratorios que limitan posiblemente su utilidad<sup>51</sup>.

Un avance interesante es la asistencia ventilatoria ajustada neuralmente (NAVA, “Neurally Adjusted ventilatory Assist”)<sup>52, 53</sup>. Es un modo prometedor pero aún experimental de ventilación. Provee asistencia en proporción a la actividad del diafragma. Depende del registro continuo del electromiograma diafragmático. Este se obtiene por medio de un catéter nasogástrico que incorpora múltiples electrodos que se ubican a nivel de la unión esofagogástrica. El inicio y el final de la asistencia, así como el nivel de la misma son ajustados en función de esta señal<sup>53</sup>. En teoría, NAVA debe proporcionar una sincronía paciente-respirador mejor que otros modos controlados por presión. Los resultados iniciales apoyan esta expectativa. A diferencia del resto de los modos (incluyendo PAV), NAVA no debería influenciarse por la PEEP intrínseca o por la presencia de fugas como en el caso de sistemas gatillados en forma estándar. En un estudio, NAVA reveló ventajas comparadas con PSV en términos de sincronización en el gatillado y en el ciclado a espiración<sup>53</sup>. Estos primeros resultados fisiológicos son alentadores. NAVA estará pronto disponible como opción en el respirador Servoi (Maquet Inc., Solna, Suecia).

### Ventilación de Soporte Adaptable (ASV, “Adaptive Support Ventilation”)

ASV es un modo controlado por presión que permite la adaptación de la asistencia durante todas las fases de la ventilación mecánica, desde la etapa de ventilación controlada hasta el destete<sup>54</sup>. Se presenta solamente en respiradores Hamilton (Hamilton Medical AG, Bonaduz, Suiza). El principio primordial de su funcionamiento se basa en la fórmula de Otis<sup>55</sup>. Usando esta fórmula, el microprocesador puede calcular un patrón respiratorio “ideal” (Vt y frecuencia respiratoria) que corresponde al menor trabajo respiratorio según las características mecánicas del paciente y la ventilación minuto deseada. A su vez proporciona un ventilación minuto específica, teniendo en cuenta el espacio muerto calculado según el peso corporal y una valoración de la constante de tiempo espiratoria. La ventilación minuto mínima es el único ajuste específico que debe seleccionar el médico, y cuyo valor se basa en el peso corporal del paciente.

Al comenzar la ventilación en ASV, el respirador proporciona tres inspiraciones controladas por presión, cicladas por tiempo, y realiza cálculos de mecánica

respiratoria. La constante de tiempo espiratoria se estima de la curva del volumen corriente durante cada espiración<sup>56</sup>. Entonces, usando la fórmula de Otis, el equipo calcula una frecuencia respiratoria, el Vt a entregar se computa a partir de la ventilación minuto mínima y de la frecuencia respiratoria seleccionada por el equipo. Después de eso, los valores son ajustados ciclo a ciclo. Dependiendo de la frecuencia respiratoria espontánea del paciente, ASV puede funcionar como PCV, si no hay respiración espontánea; como SIMV por presión, cuando la frecuencia respiratoria del paciente es más pequeña que lo necesario para alcanzar el volumen minuto objetivo; o como PSV, si la frecuencia del paciente es mayor. El nivel de presión se adapta entonces para lograr el Vt (dentro de los límites impuestos por alarmas de presión). El criterio de ciclado a espiración está basado en una señal de flujo en el caso de ventilación asistida o el tiempo para las inspiraciones mandatorias.

No hay mucha experiencia publicada con ASV. La mayoría de los estudios son a corto plazo y durante el período postoperatorio<sup>57, 58</sup>. Todos estos estudios demostraron resultados prometedores, incluyendo la disminución de los esfuerzos respiratorios del paciente, la estabilidad de la ventilación alveolar sin la intervención del operador y la seguridad durante el destete en situaciones seleccionadas. Sin embargo, sigue habiendo dudas sobre la ASV: cómo la ventilación mínima debe ser fijada, cómo ASV debe ser adaptado frente a cambios en demanda respiratoria, cómo debe manejarse el destete con ASV.

### Sistemas basados en el conocimiento

Cuando se tiene el conocimiento fisiológico y clínico para manejar una situación clínica bien definida, esta información puede ser implantada dentro de un programa de computadora que conduzca al respirador usando técnicas de inteligencia artificial, tales como reglas de producción, lógica confusa, o redes neurales<sup>59</sup>. Estas nuevas técnicas permiten el planeamiento y el control. El control es una tarea local, que consiste en determinar cuál es el paso siguiente inmediato. El planeamiento es una tarea estratégica, dirigida a regular el proceso a lo largo del tiempo. Para el control y el planeamiento, numerosas técnicas se han desarrollado en los campos de la teoría de control y de la inteligencia artificial, respectivamente. La diferencia principal entre estos dos campos se encuentra en los modelos de proceso utilizados. El control y el planeamiento son dos tareas complementarias y esenciales que se deben combinar para diseñar controladores a múltiples niveles para sistemas complejos



automáticamente supervisados tales como los respiradores mecánicos. Dado que el proceso de manejo ventilatorio se basa en modelos fisiológicos complejos, es importante evitar tanto la sobre-simplificación como la complejidad excesiva. Por ejemplo, Strickland y Hasson intentaron desarrollar un controlador que incorporaba una estrategia clínica activa representada por reglas de producción usando SIMV y PSV (“IF conditions, THEN actions”). Su trabajo no alcanzó el desarrollo comercial<sup>60, 61</sup>.

El sistema Smart Care®, que ahora se incluye en Evita XL (Dräger, Lübeck, Alemania), es una versión extendida del sistema inicial NeoGanesh<sup>62</sup>. El sistema NeoGanesh maneja el respirador con PSV, manteniendo a un paciente dentro de una zona de “comodidad respiratoria” definida por parámetros respiratorios ( $V_t$ , frecuencia respiratorio y  $PetCO_2$ ). Es además capaz de simultáneamente utilizar una estrategia automatizada para el destete<sup>62, 63</sup>. El sistema NeoGanesh se basa en la modelación de la maestría médica requerida para realizar la ventilación mecánica en modo PSV. No incluye ecuaciones matemáticas de un modelo fisiológico. Se han realizado varios estudios para determinar la capacidad del sistema para adaptar el nivel de la asistencia a las necesidades del paciente (evaluación del nivel de control)<sup>63</sup>, la estrategia de planeamiento destinada a evaluar capacidad de destete (evaluación del nivel estratégico)<sup>62</sup>, y para estimar el impacto en los resultados clínicos. Este sistema se ha mostrado útil para reducir períodos de esfuerzos respiratorios excesivos y para predecir el tiempo de extubación con exactitud. Se ha utilizado con seguridad durante períodos prolongados de ventilación mecánica, observándose que el sistema realiza cambios frecuentemente del nivel de presión de soporte según la necesidad del paciente<sup>63, 64</sup>. En un estudio fue estable en un grupo de pacientes asistidos en forma no invasiva<sup>65</sup>. Recientemente, además, se demostró en un estudio randomizado que el sistema reduce el tiempo de ventilación mecánica comparado con el cuidado usual, con tasas de falla de extubación similares<sup>66</sup>.

## Conclusión

Los modos tradicionales de ventilación mecánica proveen un apropiado control de la ventilación en la mayoría de los casos. Pero pueden no ser adecuados, en especial en los pacientes que mantiene respiración espontánea. Nuevos modos tales como, PAV, ASV, NAVA o sistemas basados en el conocimiento están ahora disponibles y pueden ser promisorios para ayudar a mejorar la adaptación durante la ventilación asistida. Pero, probablemente sea necesario realizar

más estudios para caracterizar su aplicabilidad clínica y para seleccionar la población que más pueda beneficiarse con su implementación.

## Referencias

1. Esteban A, Anzueto A, Frutos F, Alia I, Brochard L, Stewart TE, et al. Characteristics and outcomes in adult patients receiving mechanical ventilation: a 28-day international study. *JAMA* 2002; 287 (3): 345-55.
2. 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 (6): 1940-8.
3. Brochard L, Harf A, Lorino H, Lemaire F. Inspiratory pressure support prevents diaphragmatic fatigue during weaning from mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 1989; 139 (2): 513-21.
4. Laghi F, Cattapan SE, Jubran A, Parthasarathy S, Warshawsky P, Choi YS, et al. Is weaning failure caused by low-frequency fatigue of the diaphragm? *Am J Respir Crit Care Med* 2003; 167 (2): 120-7.
5. Chao DC, Scheinhorn DJ, Stearn-Hassenpflug M. Patient-ventilator trigger asynchrony in prolonged mechanical ventilation. *Chest* 1997; 112 (6): 1592-9.
6. Nava S, Bruschi C, Fracchia C, Braschi A, Rubini F. Patient-ventilator interaction and inspiratory effort during pressure support ventilation in patients with different pathologies. *Eur Respir J* 1997; 10 (1): 177-83.
7. Parthasarathy S, Tobin MJ. Effect of ventilator mode on sleep quality in critically ill patients. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166 (11): 1423-9.
8. Thille AW, Rodriguez P, Cabello B, Lellouche F, Brochard L. Patient-ventilator asynchrony during assisted mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 2006; 32 (10): 1515-22.
9. Chatburn RL. Classification of Mechanical Ventilators. In: Tobin MJ, ed. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. New York, USA: McGraw-Hill, Inc; 1994: 37-64.
10. Esteban A, Anzueto A, Alia I, Gordo F, Apezteguia C, Palizas F, et al. How is mechanical ventilation employed in the intensive care unit? An international utilization review. *Am J Respir Crit Care Med* 2000; 161 (5): 1450-8.
11. Mador MJ. Assist-Control Ventilation. In: Tobin MJ, ed. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. New York, USA: McGraw-Hill, Inc; 1994: 207-20.
12. Artigas A, Bernard GR, Carlet J, Dreyfuss D, Gattinoni L, Hudson L, et al. The American-European Consensus Conference on ARDS, part 2: Ventilatory, pharmacologic, supportive therapy, study design strategies, and issues related to recovery and remodeling. Acute respiratory distress syndrome. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 157 (4 Pt 1): 1332-47.
13. The Acute Respiratory Distress Syndrome Network. Ventilation with Lower Tidal Volumes as Compared with Traditional Tidal Volumes for Acute Lung Injury and the Acute Respiratory Distress Syndrome. *N Engl J Med* 2000; 342 (18): 1301-8.
14. Kress JP, Pohlman AS, O'Connor MF, Hall JB. Daily Interruption of Sedative Infusions in Critically Ill Patients Undergoing Mechanical Ventilation. *N Engl J Med* 2000; 342 (20): 1471-7.
15. Sassoon CS, Foster GT. Patient-ventilator asynchrony. *Curr Opin Crit Care* 2001; 7: 28-33.
16. Cinnella G, Conti G, Lofaso F, Lorino H, Harf A, Lemaire F, et al. Effects of assisted ventilation on the work of breathing: volume-controlled versus pressure-controlled ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153 (3): 1025-33.

17. Brochard L. Pressure Support Ventilation. In: Tobin MJ, ed. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. New York, USA: McGraw-Hill, Inc; 1994: 239-57.
18. Calderini E, Confalonieri M, Puccio PG, Francavilla N, Stella L, Gregoretti C. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: the role of expiratory trigger. *Intensive Care Med* 1999; 25 (7): 662-7.
19. Brochard L, Rauss A, Benito S, Conti G, Mancebo J, Rekik N, et al. Comparison of three methods of gradual withdrawal from ventilatory support during weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 1994; 150 (4): 896-903.
20. Esteban A, Frutos F, Tobin MJ, Alia I, Solsona JF, Valverdu I, et al. A comparison of four methods of weaning patients from mechanical ventilation. Spanish Lung Failure Collaborative Group. *N Engl J Med* 1995; 332 (6): 345-50.
21. Brochard L. Pressure-support ventilation: still a simple mode? *Intensive Care Med* 1996; 22 (11): 1137-8.
22. Nava S, Bruschi C, Rubini F, Palo A, Iotti G, Braschi A. Respiratory response and inspiratory effort during pressure support ventilation in COPD patients. *Intensive Care Med* 1995; 21 (11): 871-9.
23. Chiumello D, Pelosi P, Croci M, Bigatello LM, Gattinoni L. The effects of pressurization rate on breathing pattern, work of breathing, gas exchange and patient comfort in pressure support ventilation. *Eur Respir J* 2001; 18 (1): 107-14.
24. Tassaux D, Gainnier M, Battisti A, Jolliet P. Impact of expiratory trigger setting on delayed cycling and inspiratory muscle workload. *Am J Respir Crit Care Med* 2005; 172 (10): 1283-9.
25. Jubran A, Van de Graaff WB, Tobin MJ. Variability of patient-ventilator interaction with pressure support ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 152 (1): 129-36.
26. Parthasarathy S, Jubran A, Tobin MJ. Cycling of inspiratory and expiratory muscle groups with the ventilator in airflow limitation. *Am J Respir Crit Care Med* 1998; 158 (5 Pt 1): 1471-8.
27. Branson RD. New modes of mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care* 1999; 5 (1): 33-42.
28. Amato MB, Barbas CS, Bonassa J, Saldiva PH, Zin WA, de Carvalho CR. Volume-assured pressure support ventilation (VAPSV). A new approach for reducing muscle workload during acute respiratory failure. *Chest* 1992; 102 (4): 1225-34.
29. Jaber S, Delay JM, Matecki S, Sebbane M, Eledjam JJ, Brochard L. Volume-guaranteed pressure-support ventilation facing acute changes in ventilatory demand. *Intensive Care Med* 2005.
30. Alvarez A, Subirana M, Benito S. Decelerating flow ventilation effects in acute respiratory failure. *J Crit Care* 1998; 13 (1): 21-5.
31. Piotrowski A, Sobala W, Kawczynski P. Patient-initiated, pressure-regulated, volume-controlled ventilation compared with intermittent mandatory ventilation in neonates: a prospective, randomized study. *Intensive Care Med* 1997; 23 (9): 975-81.
32. Younes M. Proportional Assist Ventilation (PAV). In: Tobin MJ, ed. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. New York, USA: McGraw-Hill, Inc; 1994: 349-70.
33. Younes M. Proportional assist ventilation, a new approach to ventilatory support. *Theory. Am Rev Respir Dis* 1992; 145 (1): 114-20.
34. Younes M, Puddy A, Roberts D, Light RB, Quesada A, Taylor K, et al. Proportional assist ventilation. Results of an initial clinical trial. *Am Rev Respir Dis* 1992; 145 (1): 121-9.
35. Bigatello LM, Nishimura M, Imanaka H, Hess D, Kimball WR, Kacmarek RM. Unloading of the work of breathing by proportional assist ventilation in a lung model. *Crit Care Med* 1997; 25 (2): 267-72.
36. Appendini L, Purro A, Gudjonsdottir M, Baderna P, Patessio A, Zanaboni S, et al. Physiologic response of ventilator-dependent patients with chronic obstructive pulmonary disease to proportional assist ventilation and continuous positive airway pressure. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 159 (5 Pt 1): 1510-7.
37. Delaere S, Roeseler J, D'Hoore W, Matte P, Reynaert M, Jolliet P, et al. Respiratory muscle workload in intubated, spontaneously breathing patients without COPD: pressure support vs. proportional assist ventilation. *Intensive Care Med* 2003; 29 (6): 949-54.
38. Marantz S, Patrick W, Webster K, Roberts D, Oppenheimer L, Younes M. Response of ventilator-dependent patients to different levels of proportional assist. *J Appl Physiol* 1996; 80 (2): 397-403.
39. Ranieri VM, Giuliani R, Mascia L, Grasso S, Petruzzelli V, Puntillo N, et al. Patient-ventilator interaction during acute hypercapnia: pressure-support vs. proportional-assist ventilation. *J Appl Physiol* 1996; 81 (1): 426-36.
40. Gay PC, Hess DR, Hill NS. Noninvasive proportional assist ventilation for acute respiratory insufficiency. Comparison with pressure support ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 2001; 164 (9): 1606-11.
41. Wysocki M, Richard JC, Meshaka P. Noninvasive proportional assist ventilation compared with noninvasive pressure support ventilation in hypercapnic acute respiratory failure. *Crit Care Med* 2002; 30 (2): 323-9.
42. Fernandez-Vivas M, Caturra-Such J, Gonzalez de la Rosa J, Acosta-Escribano J, Alvarez-Sanchez B, Canovas-Robles J. Noninvasive pressure support versus proportional assist ventilation in acute respiratory failure. *Intensive Care Med* 2003; 29 (7): 1126-33.
43. Vitacca M. New things are not always Better: proportional assist ventilation vs. pressure support ventilation. *Intensive Care Med* 2003; 29 (7): 1038-40.
44. Winck JC, Vitacca M, Morais A, Barbano L, Porta R, Teixeira-Pinto A, et al. Tolerance and physiologic effects of nocturnal mask pressure support vs proportional assist ventilation in chronic ventilatory failure. *Chest* 2004; 126 (2): 382-8.
45. Wrigge H, Golisch W, Zinserling J, Sydow M, Almeling G, Burchardi H. Proportional assist versus pressure support ventilation: effects on breathing pattern and respiratory work of patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Intensive Care Med* 1999; 25 (8): 790-8.
46. Wysocki M, Meshaka P, Richard JC, Similowski T. Proportional-assist ventilation compared with pressure-support ventilation during exercise in volunteers with external thoracic restriction. *Crit Care Med* 2004; 32 (2): 409-14.
47. 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 (4): 829-39.
48. 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 (1): 50-60.
49. Huszczuk A. A respiratory pump controlled by phrenic nerve activity. *J Physiol* 1970; 210 (2): 183-4.
50. Sharshar T, Desmarais G, Louis B, Macadou G, Porcher R, Harf A, et al. Transdiaphragmatic pressure control of airway pressure support in healthy subjects. *Am J Respir Crit Care Med* 2003; 168 (7): 760-9.
51. Sinderby C. Ventilatory assist driven by patient demand. *Am J Respir Crit Care Med* 2003; 168 (7): 729-30.
52. Navalesi P, Costa R. New modes of mechanical ventilation: proportional assist ventilation, neurally adjusted ventilatory assist, and fractal ventilation. *Curr Opin Crit Care* 2003; 9 (1): 51-8.

53. Sinderby C, Navalesi P, Beck J, Skrobik Y, Comtois N, Friberg S, et al. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nat Med* 1999; 5 (12): 1433-6.
54. Brunner JX, Iotti GA. Adaptive Support Ventilation (ASV). *Minerva Anesthesiol* 2002; 68 (5): 365-8.
55. Otis AB, Fenn WO, Rahn H. Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol* 1950; 2 (11): 592-607.
56. Lourens MS, van den Berg B, Aerts JG, Verbraak AF, Hoogsteden HC, Bogaard JM. Expiratory time constants in mechanically ventilated patients with and without COPD. *Intensive Care Med* 2000; 26 (11): 1612-8.
57. Cassina T, Chiolero R, Mauri R, Revelly JP. Clinical experience with adaptive support ventilation for fast-track cardiac surgery. *J Cardiothorac Vasc Anesth* 2003; 17 (5): 571-5.
58. Sulzer CF, Chiolero R, Chassot PG, Mueller XM, Revelly JP. Adaptive support ventilation for fast tracheal extubation after cardiac surgery: a randomized controlled study. *Anesthesiology* 2001; 95 (6): 1339-45.
59. Nemoto T, Hatzakis GE, Thorpe CW, Olivenstein R, Dial S, Bates JH. Automatic control of pressure support mechanical ventilation using fuzzy logic. *Am J Respir Crit Care Med* 1999; 160 (2): 550-6.
60. Strickland JH, Jr., Hasson JH. A computer-controlled ventilator weaning system. *Chest* 1991; 100 (4): 1096-9.
61. Strickland JH, Jr., Hasson JH. A computer-controlled ventilator weaning system. A clinical trial. *Chest* 1993; 103 (4): 1220-6.
62. Dojat M, Harf A, Touchard D, Laforest M, Lemaire F, Brochard L. Evaluation of a knowledge-based system providing ventilatory management and decision for extubation. *Am J Respir Crit Care Med* 1996; 153 (3): 997-1004.
63. Dojat M, Harf A, Touchard D, Lemaire F, Brochard L. Clinical evaluation of a computer-controlled pressure support mode. *Am J Respir Crit Care Med* 2000; 161: 1161-6.
64. Bouadma L, Lellouche F, Cabello B, Taille S, Mancebo J, Dojat M, et al. Computer-driven management of prolonged mechanical ventilation and weaning: a pilot study. *Intensive Care Med*. 2005; 31 (10): 1446-50.
65. Battisti A, Roeseler J, Tassaux D, Jolliet P. Automatic adjustment of pressure support by a computer-driven knowledge-based system during noninvasive ventilation: a feasibility study. *Intensive Care Med* 2006; 32 (10): 1523-8.
66. Lellouche F, Mancebo J, Jolliet P, Roeseler J, Schortgen F, Dojat M, et al. A multicenter randomized trial of computer-driven protocolized weaning from mechanical ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 2006; 174 (8): 894-900.