



## PUESTA AL DÍA EN MEDICINA INTENSIVA: VENTILACIÓN MECÁNICA

# Modos controlados por presión versus volumen en la ventilación mecánica invasiva

A.J. Garnero<sup>a</sup>, H. Abbona<sup>b</sup>, F. Gordo-Vidal<sup>c,\*</sup>, C. Hermosa-Gelbard<sup>c</sup> y por el Grupo de Insuficiencia Respiratoria Aguda de SEMICYUC

<sup>a</sup> Associated Health Professionals, Culver City, CA, EE. UU

<sup>b</sup> American Association For Respiratory Care International Fellow, Tecme, Córdoba, Argentina

<sup>c</sup> Servicio de Medicina Intensiva, Hospital Universitario del Henares, Coslada, Madrid, España

Recibido el 6 de agosto de 2012; aceptado el 5 de octubre de 2012

### PALABRAS CLAVE

Ventilación mecánica;  
Unidad de cuidados  
intensivos;  
Síndrome de distrés  
respiratorio agudo;  
Pronóstico;  
Insuficiencia  
respiratoria

### KEYWORDS

Mechanical  
ventilation;  
Intensive care unit;  
Acute respiratory  
distress syndrome;  
Prognosis;  
Respiratory failure

**Resumen** En su primera generación los ventiladores fueron controlados y ciclados por presión. Lamentablemente no nos permitían asegurar el volumen suministrado ante variaciones de la impedancia respiratoria. Esto dio paso a una nueva generación que logró asegurar el volumen y favorecía la estrategia ventilatoria de normalización de los gases en sangre.

Estudios realizados durante los años 80 hicieron renacer el interés en la ventilación controlada por presión en pacientes con síndrome de distrés respiratorio agudo al relacionar las altas presiones inspiratorias con la injuria pulmonar. Estos hallazgos, sumados a la aparición de una nueva evidencia, dieron paso al desarrollo de una nueva estrategia ventilatoria protectora del pulmón tendiente a evitar la progresión del daño pulmonar.

Esta revisión pretende ofrecer una descripción detallada sobre cómo se realiza el control de la presión o el volumen en ciertos modos ventilatorios y brinda una visión general de sus ventajas y desventajas basadas en la última evidencia disponible.

© 2012 Elsevier España, S.L. y SEMICYUC. Todos los derechos reservados.

### Pressure versus volume controlled modes in invasive mechanical ventilation

**Abstract** The first generation of mechanical ventilators were controlled and cycled by pressure. Unfortunately, they did not allow control of the delivered tidal volume under changes in the dynamics of the respiratory system. This led to a second generation of ventilators that allowed volume control, hence favoring the ventilatory strategy based on normalization of the arterial gases.

Studies conducted in the 1980s which related lung injury to the high ventilator pressures utilized while treating acute respiratory distress syndrome patients renewed interest in pressure-controlled mechanical ventilation. In addition, new evidence became available, leading to the development of pulmonary protective strategies aiming at preventing the progression of ventilator-induced lung injury.

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [fgordo5@gmail.com](mailto:fgordo5@gmail.com) (F. Gordo-Vidal).

This review provides a detailed description of the control of pressure or volume using certain ventilatory modes, and offers a general view of their advantages and disadvantages, based on the latest available evidence.

© 2012 Elsevier España, S.L. and SEMICYUC. All rights reserved.

## Introducción

Los primeros ventiladores utilizados masivamente en las unidades de terapia intensiva aparecieron en los años 60 y eran controlados y ciclados por presión. En aquellos tiempos el objetivo principal de la ventilación mecánica era normalizar los gases en sangre y debido a que estas máquinas no podían garantizar un volumen tidal ( $V_t$ ) o minuto ( $V_{min}$ ) estable ante las condiciones de impedancia cambiante se optó por otras alternativas para el diseño de estos equipos.

A comienzos de los años 70 comienzan a introducirse ventiladores con control de volumen considerados más idóneos para el manejo de una enfermedad respiratoria devastadora también descrita por aquella época. El síndrome de distrés respiratorio del «adulto» (SDRA), tal como fue denominado en sus inicios, era y sigue siendo un evento respiratorio agudo que desafía tanto a los terapeutas como al equipamiento. La utilización de ventiladores controlados por volumen se hacía ideal en una enfermedad con mecánica respiratoria cambiante y necesidad de garantizar el  $V_{min}$ . En función de normalizar la gasometría arterial era muy frecuente la utilización de volúmenes de hasta 15 ml/kg de peso actual, lo que generaba iatrogenias que a la luz de evidencias posteriores se tornaron más que evidentes.

En los años 80<sup>1-3</sup> y ante la evidencia de los daños producidos por las altas presiones necesarias para ventilar a estos pacientes renació el interés por los modos controlados por presión y se produjo un cambio de las estrategias ventilatorias permitiendo ciertos grados de anormalidad de los gases en sangre en favor de proteger al pulmón de presiones excesivas. Las evidencias que constantemente aparecen sobre la mejor manera de proteger al pulmón han seguido aportando nueva luz a las estrategias protectoras del pulmón. Sin embargo, no han dado certezas respecto a si es mejor ventilar a un paciente controlando la presión o el volumen. Esto ha generado muchos debates y hasta el día de hoy no hay un pleno consenso sobre cuál es el modo ventilatorio más seguro y eficiente.

Un ventilador mecánico es simplemente una máquina diseñada para alterar, transmitir o dirigir la energía aplicada de una manera predeterminada con el fin de asistir o reemplazar la función natural de los músculos ventilatorios.

Para entender cómo se realiza esta tarea utilizamos modelos de la mecánica respiratoria. Estos modelos nos ilustran y simplifican las relaciones entre las variables de interés. Específicamente estamos interesados en la presión necesaria para dirigir el flujo de gas hacia las vías aéreas e inflar el pulmón. El modelo matemático que relaciona la presión, el volumen y el flujo durante una ventilación es conocido como la «ecuación de la dinámica del aparato respiratorio»<sup>4-6</sup>.

Presión muscular + Presión del ventilador = (Volumen / Compliance) + (Resistencia × Flujo inspiratorio).

Este modelo tiene 2 funciones básicas en la ventilación mecánica:

1. Calcular los valores de la resistencia y la distensibilidad pulmonar basados en datos previos de presión, volumen y flujo. Esto es utilizado por los ventiladores para monitorizar la condición del paciente durante la evolución de la enfermedad o en su respuesta al tratamiento.
2. Predecir la presión, el volumen y el flujo basados en los datos de la resistencia y la distensibilidad pulmonar. Esta función es la base de la teoría de control de los ventiladores y de las clasificaciones recientemente propuestas<sup>7</sup>.

La revelación más significativa provista por la ecuación de la dinámica del aparato respiratorio es que cualquier ventilador en el que podamos pensar puede controlar una variable a la vez durante la inspiración (controla la presión o el volumen o el flujo pero jamás 2 simultáneamente). Esto nos facilita grandemente nuestro entendimiento de cómo los ventiladores funcionan y podemos hacerlo más aun reconociendo que el volumen y el flujo están relacionados inversamente (el flujo es la derivada del volumen y el volumen es la integral del flujo) de manera que solo nos referiremos a las ventilaciones controladas por presión y por volumen<sup>8</sup>. Por lo tanto, podemos pensar en los ventiladores como simples máquinas que controlan la forma de la gráfica de presión o la de volumen<sup>9</sup>. Consecuentemente, nos referiremos a la presión o al volumen como la «*variable de control*». Esta variable de control también podríamos denominarla «variable independiente» puesto que no se modificará ante cambios en la distensibilidad o la resistencia pulmonar (impedancia respiratoria del sistema), mientras que la otra sí lo hará, pasando a ser de esta forma la «*variable dependiente*».

Para reconocer cuál es la variable de control debemos evaluar las gráficas de presión/tiempo y de volumen/tiempo.

## Presión

Cuando en un modo controlamos la presión, la forma de la gráfica de presión/tiempo permanecerá inalterada ante cambios en la impedancia respiratoria del sistema. Las gráficas de volumen/tiempo y la de flujo/tiempo sí variarán tanto en su forma como en sus valores (p. ej.:  $V_t$  y PIF).

Al controlar la presión la parte izquierda de la ecuación de la dinámica del aparato respiratorio es determinada por la programación del ventilador. Un ventilador que controla la presión lo puede hacer de 2 maneras:

1. Controlando la presión a nivel de la superficie del cuerpo y haciendo que esta descienda con respecto a la de la vía aérea durante la inspiración. De esta manera los podemos clasificar como «ventiladores a presión negativa» (p. ej.: pulmón de acero, coraza).
2. Controlando la presión a nivel de la vía aérea y haciendo que esta durante la inspiración se eleve por encima

de la presión a nivel de la superficie corporal. De esta manera los podemos clasificar como «ventiladores a presión positiva». Esta revisión se enfoca solamente en la utilización de los ventiladores a presión positiva que son con los que trabajamos a diario.

## Volumen

Cuando en un modo controlamos el volumen, la forma de los gráficos de volumen/tiempo y de flujo inspiratorio/tiempo permanecerán inalterados ante cambios en las impedancia respiratoria del sistema. La grafica de presión/tiempo variará tanto en su forma como en sus valores (p. ej.: PIP).

Los ventiladores que controlan el volumen lo miden directamente ya sea por el desplazamiento de un pistón o fuelle o lo calculan por medio de la integración de la señal del flujo inspiratorio. Ventiladores como los NPB 840, Servo-i, Neumovent Graphnet, etc. muestran los valores del volumen pero todos actualmente miden y controlan el flujo inspiratorio y calculan el volumen como dato reportado. Por lo tanto, siendo técnicamente correctos, son todos «controladores del flujo»<sup>9</sup>.

Si bien esta distinción es importante desde el punto de vista de la ingeniería y al entender el funcionamiento de un ventilador al lado del paciente, esta distinción entre el control del volumen o el flujo parece ser no importante.

## Definiciones y descripciones técnicas

Es necesario definir unos conceptos importantes que nos ayudaran a entender mejor la diferencia existente entre controlar la presión o el volumen en un modo ventilatorio.

Un *modo ventilatorio* es un patrón predeterminado de interacción entre el paciente y el ventilador. Un modo bien definido debe aportarnos información sobre una combinación específica de variables de control, de fase y condicionales definidas tanto para respiraciones mandatorias, espontáneas o para una combinación de ambas. La ausencia de alguna de esta información puede prestarse a confusión en la comunicación entre profesionales, alterar las estrategias ventilatorias y poner en riesgo al paciente.

Las «*variables de fase*» describen los eventos que toman parte dentro de un ciclo ventilatorio (dentro de cualquiera de las secuencias ventilatorias posibles) y, por lo tanto, nos aportan mayor información sobre un modo. Un ciclo ventilatorio lo podemos dividir en 4 fases: 1-Cambio de espiración a inspiración. 2-Fase inspiratoria. 3-Cambio de inspiración a espiración. 4-Fase espiratoria. En cada fase una variable es medida y utilizada para empezar, desarrollar y terminar la fase. «*Variable de disparo*»: todos los ventiladores miden una o más variables o señales asociadas con la ecuación de la dinámica del aparato respiratorio y al alcanzar esta un valor predeterminado se da inicio a la fase inspiratoria. Durante la fase inspiratoria la presión, el flujo y el volumen aumentan por encima de su valor al final de la espiración. Esta etapa se desarrolla sobre un periodo de tiempo directamente programado o no que puede ser fijo o variable. Durante esta etapa es cuando la «*variable de control*» desarrolla su acción. Cabe acotar también que si una variable

no aumenta más allá de un valor prefijado durante la inspiración y esta no es utilizada para terminar la inspiración nos referiremos a ella como «*variable limitada*». Por definición, al controlar una variable la estamos limitando. La «*variable de ciclado*» es aquella que al llegar a un valor predeterminado termina el tiempo inspiratorio, comenzando así la espiración (fase 3). Para esto debe ser medida y utilizada como señal de retroalimentación. Durante la fase espiratoria el ventilador retorna al nivel estipulado por la «*variable de base*», que es la variable controlada durante la espiración, por lo general referida como presión de fin de espiración o PEEP.

## Secuencias ventilatorias

Hay 3 secuencias ventilatorias posibles<sup>7</sup> que nos indican las combinaciones o no entre respiraciones mandatorias y espontáneas, las cuales especificaremos a continuación:

*Ventilación mandatoria continua* (CMV) en la cual todas las respiraciones son mandatorias, es decir, no hay respiraciones espontáneas permitidas. Bajo la CMV englobamos todas las respiraciones ya sean iniciadas por la máquina (controladas) o iniciadas por el paciente (asistidas) y en ambos casos terminadas o cicladas por la máquina. En la CMV se programa una frecuencia (FR) mínima pero puede ser aumentada por el paciente.

*Ventilación espontánea continua* (CSV) en la cual todas las respiraciones son iniciadas y terminadas por el paciente. Estas pueden ser soportadas con presión (PSV) o no soportadas (CPAP). No hay respiraciones mandatorias y la FR es determinada por el paciente.

*Ventilación mandatoria intermitente* (SIMV) en la cual hay una combinación entre respiraciones mandatorias y espontáneas. Solo se programa la FR de las mandatorias y entre ellas el paciente puede respirar espontáneamente y aumentar la FR total.

Antes de cada respiración el ventilador debe establecer un patrón específico de «*variables de control*» y «*variables de fase*». La decisión del patrón a seguir se hace por medio de las «*variables condicionales*». Este patrón se mantiene constante en las secuencias ventilatorias como la CMV y la CSV; por lo tanto, se utiliza la misma «*variable de control*» en todas las respiraciones. Pero a diferencia de la CSV, en la CMV podemos optar entre seleccionar el control de la presión o del volumen, mientras que en la CSV solo podemos controlar la presión ya que al ser un modo espontáneo es el paciente quien decide su Vt inspirado y no la máquina. Al ser la SIMV, una combinación entre respiraciones mandatorias y espontáneas, el ventilador debe decidir cuándo introducir un patrón diferente para cada una de ellas. Por lo tanto, en la SIMV debemos seleccionar una *variable de control* para las respiraciones mandatorias (presión o volumen) y para las espontáneas será siempre la presión la variable controlada. Esto nos demuestra que dentro de la SIMV pueden coexistir diferentes variables de control (p. ej.: volumen en respiraciones mandatorias y presión en las espontáneas o bien ser la presión la variable controlada en ambos tipos de respiraciones).

## Control

Paulatinamente el mundo de la ventilación mecánica se ha vuelto muy confuso con base en la gran cantidad de distintos nombres que diferentes fabricantes utilizan para llamar a los modos y por la permanencia de palabras mal definidas o mal utilizadas que aumentan esta confusión.

La palabra «control» es y ha sido utilizada frecuentemente en ventilación mecánica para describir diferentes aspectos de ella y/o del paciente, brindando a veces una idea poco clara a los profesionales sobre lo que estamos controlando. Muchas veces la palabra *control* puede inducir al profesional a pensar en «ventilación controlada» en la cual el paciente está paralizado por medio de bloqueadores neuromusculares y se evita su interacción con el ventilador. En este caso el ventilador asume un «control» total de los aspectos de la ventilación en lugar del paciente.

Podemos también encontrarla en el panel de selección de los modos ventilatorios, incluida en «Assist/Control» (A/C). La palabra A/C significa que en este modo las respiraciones pueden ser iniciadas por el paciente (el ventilador responde «asistiendo» el esfuerzo inspiratorio del paciente) o por la máquina (esta controla el comienzo de la ventilación del paciente cuando este no las inicia). Pero también en la SIMV las respiraciones pueden ser iniciadas tanto por el paciente como por la máquina (al igual que cualquier otro modo ventilatorio que no tenga secuencia de CSV); por lo tanto, no nos permite técnicamente diferenciar estos 2 modos. Debido a esto, A/C debería ser reemplazada por ventilación mandatoria continua (CMV) en la cual cada respiración puede ser activada por el paciente o por la máquina a la FR programada y además nos informa sobre la secuencia ventilatoria, lo cual A/C no hace. Lamentablemente, la palabra A/C, técnicamente errónea, aún persiste hasta el día de hoy en muchos ventiladores.

Ahora nos enfocaremos en la palabra «control» incluida en la «variable de control» y que nos indica cuál es la variable que el ventilador utiliza como señal de retroalimentación para controlar la inspiración. Debemos aclarar que cuando nos referimos a ventilación controlada por presión o por volumen estos no constituyen modos ventilatorios en sí (no los definen ni especifican), sino que solamente nos informa respecto a la variable controlada durante la inspiración en un modo ventilatorio pero ¿en cuál? ya que tanto la presión como el volumen pueden ser controlados en secuencias como la CMV o la SIMV. Por lo tanto, para definirlo y referirnos a un modo ventilatorio debemos mencionar conjuntamente la «variable de control» y «la secuencia respiratoria» (p. ej.: V-CMV o P-CMV, V-SIMV o P-SIMV) y si queremos definir más la SIMV podemos hacerlo (V-SIMV + PS o P-SIMV + PS).

Otros de los usos de la palabra *control* está bajo el término «control dual» que ha dado origen a la clasificación de «modos duales». Si bien mencionamos antes que el ventilador puede controlar durante la inspiración la presión o el volumen pero no los 2 a la vez, este «control dual» puede pasar de una variable hacia la otra durante una inspiración. Tal es el caso de modos que empiezan una inspiración controlando la presión y cambian hacia el control del volumen (o viceversa) al predecir que no se va a llegar a una meta propuesta o deseada. Algunos autores también incluyen dentro del *control dual* los ajustes de presión que se realizan

en diferentes respiraciones sucesivas para aproximarse a un volumen meta o deseado. Si bien la presión nunca deja de ser la «variable controlada», sí se realizan ajustes automáticos de este nivel de presión pero «jamás se controla el volumen», sino que la intención o meta es llegar lo más próximo a él y en algunas situaciones esto no se logra. Esto nos da paso a remarca tal vez otro error en la utilización de la palabra «control», la cual la encontramos bajo el nombre del modo Pressure Regulated Volume Control (PRVC), en el cual, y como explicamos antes, «jamás se controla el volumen» y la única variable de control es la presión<sup>10</sup>.

## Ventilación controlada por volumen

Dado que hay 2 modos en los cuales podemos controlar el volumen como V-CMV y V-SIMV debemos especificar que esta revisión la enfocaremos en V-CMV también conocido como V-A/C.

Al utilizar V-CMV debemos programar el Vt, la FR, la forma de suministrar el Vt y demás programaciones comunes a otros modos como PEEP y FiO<sub>2</sub>, incluidas las alarmas.

Al seleccionar el Vt estamos determinando que este será suministrado en cada respiración mandatoria y asignamos el volumen como la «variable de control». En este caso el volumen será la variable «independiente» y el Vt será mantenido independientemente ante cambios en la resistencia y la distensibilidad del sistema respiratorio o cambios en el esfuerzo inspiratorio del paciente.

Cuando controlamos el volumen, la presión es la variable «dependiente». Así, un aumento de la impedancia respiratoria resultará en un incremento en la presión de la vía aérea. Una reducción de la distensibilidad toracopulmonar o un aumento de la resistencia en cualquier parte del sistema (agua en las tubuladuras, compresiones de las mismas, HME saturado de agua, secreciones en el TET o en la vía aérea, broncoespasmo o activación de la musculatura espiratoria [tos]) pueden ser los causantes.

Un incremento de la distensibilidad o una disminución de la resistencia resultan en una disminución de la PIP, la cual puede ser hasta negativa ante grandes esfuerzos inspiratorios por parte del paciente.

A continuación, nos referiremos a cómo el Vt es suministrado por medio de programar el flujo pico (PIF), la forma de la onda del flujo inspiratorio o el tiempo inspiratorio (Ti). Estos parámetros pueden ser de gran importancia para determinar la distribución del Vt dentro de los pulmones, la presión promedio de la vía aérea (MAP), la tolerancia del paciente y el confort a la ventilación mecánica. A pesar de que cada una de estas variables están relacionadas, no todas son ofrecidas para ser programadas por los diferentes tipos de ventiladores. Algunos ventiladores ofrecen la capacidad de poder seleccionar el flujo pico y la forma de la onda del flujo inspiratorio, siendo hoy en día las más comunes la «constante» (rectangular) y la de «rampa descendente» (mal llamada desacelerada). El Ti es matemáticamente determinado como una función del Vt y la forma de la onda del flujo inspiratorio y el PIF. Otros ventiladores ofrecen la capacidad de programar el Ti y la forma de onda de flujo, mientras que el flujo inspiratorio es calculado matemáticamente en función del Vt programado<sup>11</sup>.

Existe un debate sobre la morfología más adecuada de la onda de flujo inspiratorio a ser utilizada. Es

generalmente aceptado que la utilización de una onda de flujo en «rampa descendente» está más asociada con una mejor distribución del Vt, PIP más baja, mejor tolerancia o confort del paciente y un menor trabajo respiratorio (WOB). Los algoritmos para la disminución del flujo inspiratorio difieren entre los diferentes modelos de ventiladores y algunos ventiladores pueden ofrecer diferentes formas de «rampa descendente». Es de notar que cuando una persona normal respira a través de una resistencia su flujo inspiratorio asume una forma de «rampa descendente». Cuando pasamos de un flujo «constante» a uno de «rampa descendente» se aumenta el Ti y consecuentemente disminuye el Te y también hay un disminución de la PIP. Si el cambio es al revés los efectos son inversos. Generalmente pensamos que los modos que controlan el volumen ciclan por «volumen» pero esto es incorrecto ya que al programar el volumen y la forma de suministro del flujo inspiratorio estamos determinando el tiempo en el que la máquina va a tardar en suministrar el Vt, por lo tanto, «ciclan por tiempo». Para la selección correcta del flujo inspiratorio, su evaluación y ajustes, podemos auxiliarnos de la gráfica de «presión/tiempo».

Una limitación mayor del control de volumen radica en que el suministro del flujo inspiratorio en cada respiración es fijo en sus valores y si el paciente está activo puede tener demanda inspiratoria variable, lo cual genera «disincronías por flujo inspiratorio inadecuado» o también «doble disparo» al requerir un volumen mayor al programado. Además, el volumen puede dirigirse más fácilmente hacia áreas de menor resistencia o mayor compliance causando «áreas sobredistendidas».

Las alarmas principales cuando controlamos el volumen son la «alarma de presión máxima» que nos alerta de condiciones de aumento de la PIP, la «alarma de presión mínima» que nos alerta de flujos inspiratorios inadecuados y la de FR también que nos alerta de un paciente muy activo y la posibilidad de generar auto-PEEP. La programación de las alarmas debe ajustarse a la política de cada institución.

La mayor ventaja de controlar el volumen es que el operador tiene un control directo sobre el Vt y la ventilación minuto. La ventilación alveolar (VA), sin embargo, puede disminuir ante una disminución en la FR mandatoria, una disminución del Vt o un aumento del espacio muerto (Vd) ya sea mecánico o alveolar.

## Ventilación controlada por presión

Dado que hay diferentes modos en los cuales podemos controlar la presión como P-CMV (P-A/C), P-SIMV+ PS, PS, PRVC y demás, es necesario que establezcamos que solo nos referiremos a P-CMV a continuación.

Al utilizar P-CMV debemos programar la presión límite o máxima, el tiempo inspiratorio (Ti), la FR y demás valores comunes a otros modos como el nivel de PEEP, la FiO2 y las alarmas. Todos estos parámetros iniciales pueden ser ajustados luego para optimizar la ventilación con base en la estrategia ventilatoria a utilizar.

Al programar la presión límite o máxima esta será suministrada en cada ventilación mandatoria durante el Ti programado y, por consiguiente, se la está asignando como la «variable de control». La presión es la «variable independiente» y será mantenida constante e

independientemente de cambios en la distensibilidad, la resistencia y del esfuerzo inspiratorio del paciente. Durante la PCV el volumen es la variable «dependiente» y se pueden presentar substanciales variaciones del Vt por cambios en la resistencia, la distensibilidad del sistema respiratorio o del esfuerzo inspiratorio del paciente. Disminuciones de la distensibilidad o aumento de la resistencia de la vía aérea disminuirán el Vt suministrado. Un aumento de la distensibilidad, una disminución de la resistencia o un aumento del esfuerzo inspiratorio del paciente producirán un aumento del Vt.

Cuando utilizamos modos que controlan la presión el ventilador produce el flujo necesario para llegar rápidamente al nivel de presión límite y mantenerlo durante el Ti programado. La onda de flujo inspiratorio es «exponencialmente decreciente» (mal llamado desacelerado ya que el flujo no desacelera, aunque sí lo hacen las moléculas del gas). Actualmente, la mayoría de los ventiladores ofrecen la capacidad de graduar el tiempo en el que la máquina tarda en llegar al nivel de presión límite programado, haciéndolo más rápido o más lentamente. Esta opción se encuentra en el panel o selección de parámetros bajo el nombre de «Rise Time». Aclaremos que si queremos presurizar más rápido el sistema debemos reducir este tiempo. Esta maniobra es a veces descrita como «incrementar el Rise Time», lo cual literalmente significa incrementar este tiempo y tiende a provocar confusión. El ángulo o pendiente de disminución del flujo inspiratorio dependerá de la impedancia o resistencia del sistema respiratorio y del esfuerzo del paciente. Vale destacar que el flujo es variable en sus valores pero no en el Ti, el cual es fijo. Por lo tanto, la P-CMV cicla por tiempo y solo algunos ventiladores nos ofrecen la capacidad de que cicle por flujo. Para graduar el correcto Ti podemos auxiliarnos de la gráfica de flujo/tiempo y seleccionar el Ti necesario para que el flujo inspiratorio llegue a la línea de base.

La mayor limitante de modos que controlan la presión radica en las variaciones de Vt que se producirán ante cambios en la impedancia y, por lo tanto, no es la elección adecuada cuando se quiere controlar la PCO<sub>2</sub> o el Vmin. Al tener este modo un Ti fijo cualquier aumento de la FR sin un ajuste del Ti puede producir no solo asincronías, sino también el desarrollo de auto-PEEP y sus consecuencias adversas. También la combinación de esfuerzos inspiratorios excesivos con presiones altas pueden generar grandes Vt y esto puede ser causa de injuria pulmonar.

Las alarmas principales durante la PCV son las de mínimo Vt, la cual nos advertirá de un empeoramiento en la impedancia y la consecuente hipoventilación. La de máximo Vt nos advertirá sobre una posible sobredistensión alveolar. Las de bajo Vt y de alta FR nos advertirán de cambios en el paciente y la necesidad de evaluarlo y hacer ajustes en los parámetros. También las alarmas de P mín. y máx. nos alertarán sobre la mantención del nivel de P programado. La programación de las alarmas deben ajustarse a la política de cada institución.

Una gran ventaja de la PCV es que las áreas más normales del pulmón pueden ser protegidas de sobredistensión por medio de la limitación de la presión inspiratoria, aunque esto es relativo debido a que el volumen pulmonar regional depende más de la presión transpulmonar que de la presión de la vía aérea. Otra importante ventaja puede ser la mejoría



en el confort del paciente que respira espontáneamente ya que el ventilador puede suministrar flujos inspiratorios picos y formas de flujo variables, acomodándose más a las variaciones del esfuerzo inspiratorio del paciente y mejorando así la sincronía entre ambos<sup>12</sup>.

## Ventilación controlada por volumen versus ventilación controlada por presión

Seguramente en este momento y aplicando los conceptos de medicina basada en la evidencia nadie puede asegurar que alguno de los métodos sea superior, al menos en todas las circunstancias. Sus beneficios dependerán del tipo y situación clínica del paciente, del equipamiento que tengamos disponible y de las preferencias y conocimientos del personal médico y de enfermería que atiende al paciente. En general, se podría establecer que la PCV podría aportar ventajas especialmente en 2 situaciones: 1) pacientes en los que sea necesario el empleo de una estrategia de ventilación protectora con limitación estricta de presión y 2) pacientes con mala adaptación al soporte ventilatorio. En todo caso la decisión debe ser siempre individual y basada en los factores mencionados.

¿Por qué se produjo realmente esta controversia entre la VCV y la PCV? Realmente fue debido a 3 factores:

- Los antiguos respiradores producían un sistema de emisión de gas que generaba un flujo turbulento en los métodos controlados por presión.
- Existía la creencia de que los métodos controlados por presión eran menos seguros (por no asegurar el Vt en cada respiración).
- Los antiguos objetivos de la ventilación mecánica favorecían el uso de los métodos controlados por volumen ya que el objetivo fundamental de la ventilación mecánica eran los mismos que los de la ventilación espontánea, es decir, garantizar un Vmin que produjera un nivel de oxigenación adecuado y un nivel de PCO<sub>2</sub> normal<sup>13</sup>.

En estudios epidemiológicos de ventilación mecánica a nivel mundial se ha podido comprobar como la VCV es el modo de ventilación utilizado con mayor frecuencia durante todo el tiempo de soporte ventilatorio de los pacientes (alcanzando el 60% del tiempo de ventilación mecánica total). Además, se ha comprobado que esta frecuencia de utilización se mantiene independientemente de la enfermedad del paciente (tanto en pacientes con reagudización de EPOC como en el SDRA)<sup>14</sup>.

Sin embargo, las actuales recomendaciones para la ventilación mecánica óptima incluyen una estrategia protectora del pulmón que limita los Vt por debajo de 10 ml/kg de peso ideal, limitan la presión transpulmonar a 35 cm de H<sub>2</sub>O, la presión de distensión pulmonar inferior a 20 cm de H<sub>2</sub>O y plantea la aplicación de una temprana y agresiva PEEP para mantener el volumen pulmonar al final de la espiración<sup>15</sup>. El objetivo de esta estrategia consiste en mantener un adecuado intercambio gaseoso (no necesariamente normal), minimizar los daños por barotrauma y volutrauma del pulmón, evitar el deterioro hemodinámico y la protección de la función del ventrículo derecho, evitar el biotrauma y la expansión de la lesión pulmonar al tiempo que también

pretende minimizar las necesidades de sedación de los pacientes<sup>16,17</sup>. Estos objetivos quizás sean más fácilmente alcanzables con los métodos controlados por presión o al menos con el empleo de patrones de flujo decelerado y variable.

Entre los efectos beneficiosos de la PCV se encuentra la reducción de la presión inspiratoria pico que se asocia con la producción de fenómenos de sobredistensión de las zonas ventrales y apicales del pulmón. También se encuentra la mejora de la oxigenación que es especialmente útil en situaciones de hipoxemia grave. Esta mejoría de la oxigenación tiene lugar por una mejor distribución del gas dentro de los espacios alveolares<sup>18,19</sup>.

Muchos clínicos no están dispuestos a aceptar la naturaleza de un Vt variable en la PCV a pesar de los beneficios sobre la oxigenación y la mecánica pulmonar. Sin embargo, estudios aleatorizados en pacientes con SDRA han demostrado cómo el control sobre la presión meseta y el Vt han sido similares independientemente de que el modo empleado fuera controlado por volumen o presión. Esto ha generado el desarrollo de los modos duales de ventilación que son modos que tienen como meta obtener un Vt a la vez que limitan la presión. Estos modos han sido vendidos como innovadores pero en realidad le ofrecen al clínico la opción de suministrar la VCV con un flujo de rampa decreciente.

Una programación inadecuada del flujo inspiratorio durante la VCV puede imponer un gran WOB a los pacientes. Es muy importante que el flujo inspiratorio del ventilador iguale o se aproxime al flujo demandado por el paciente. Dado que la demanda inspiratoria del paciente puede variar de respiración a respiración, cualquier flujo inspiratorio predeterminado (tanto en morfología como en flujo pico) puede substancialmente afectar el trabajo impuesto o desarrollado por el paciente. Durante la PCV el flujo es decelerado y fundamentalmente variable, así si la demanda del paciente aumenta durante cualquier punto de la inspiración la presión medida disminuye por debajo de la programada y le indica al ventilador que aumente el suministro de flujo con el objetivo de mantener la presión programada. Esta manera autorregulatoria del flujo inspiratorio suministrado por el ventilador durante la PCV puede ofrecer ventajas en los pacientes con demandas inspiratorias variables.

Otro tipo de WOB del paciente que a veces se pasa por alto es el relacionado con la activación de los músculos espiratorios. La espiración debería de ser pasiva aun en ventilación mecánica. Una espiración activa puede ser producida por una programación inadecuada del Ti y PEEP o por el uso de una pausa inspiratoria. Los modos originales de la PCV requerían que la válvula espiratoria estuviese cerrada durante todo el Ti. Si el paciente quería toser o tratar de exhalar la presión de la vía aérea en el pulmón en el aparato se incrementaba hasta alcanzar el umbral de la alarma de presión máxima y como consecuencia se producía una terminación de la inspiración antes del Ti estipulado. Los nuevos ventiladores vienen equipados con una válvula espiratoria «flotante» que le permite al paciente exhalar dentro del Ti. El objetivo de presión y la presión inspiratoria programada se mantiene por medio de manipulaciones de las válvulas inspiratorias y espiratorias.

Mejorar la tolerancia a la ventilación mecánica por medio de modos que controlen/limiten la presión puede colaborar a reducir la necesidad de utilizar sedación y agentes

bloqueantes neuromusculares, lo cual puede favorecer que los pacientes puedan asumir ventilaciones espontáneas tempranamente y últimamente reducir el número de días de ventilación mecánica y de estancia en la UCI.

En el único trabajo aleatorizado<sup>20</sup> que compara en pacientes con SDRA el modo ventilatorio controlado por volumen y por presión, en el seno de una estrategia ventilatoria protectora del pulmón, se objetivó cómo el control de presión mantenía de forma segura los parámetros de ventilación y pH al tiempo que en ese estudio se comprobó una disminución de la incidencia de fallo multiorgánico en la evolución. Desgraciadamente, un fallo en la aleatorización del estudio que afecta a los resultados del análisis multivariable del mismo hace imposible generalizar sus resultados pero posiblemente en el momento actual se debería repetir un estudio similar.

Como conclusión podemos establecer que ambos tipos de control de la ventilación presentan algunas ventajas derivadas fundamentalmente de un mejor control de los parámetros en los modos controlados por volumen y de una mayor adaptabilidad al paciente en los métodos controlados por presión que, sin embargo, hasta el momento no han demostrado su eficacia en ensayos clínicos (ensayos que en todo caso son difíciles de llevar a cabo en este momento). En todo caso, la recomendación actual posiblemente deba ser utilizar el modo ventilatorio que nos permita alcanzar los objetivos individualizados a la situación clínica del paciente y de su mecánica pulmonar de la forma más eficaz posible<sup>21-23</sup>. No es tan importante el modo de control de parámetros como el verdadero control de los mismos, quizás incluso en el futuro con nuevos modos de monitorización<sup>24</sup>.

## Conflicto de intereses

El Dr. H Abbona es Gerente de Desarrollo e Investigación Clínica de TECME.

## Bibliografía

- Dreyfuss D, Basset G, Soler P, Saumon G. Intermittent positive-pressure hyperventilation with high inflation pressures produces pulmonary microvascular injury in rats. *Am Rev Respir Dis*. 1985;132:880-4.
- Kolobow T, Morreti MP, Fumagalli R, Mascheroni D, Prato P, Chen V, et al. Severe impairment in lung function induced by high peak airway pressure during mechanical ventilation. An experimental study. *Am Rev Respir Dis*. 1987;135:312-5.
- Dreyfuss D, Soler P, Basset G, Saumon G. High inflation pressure pulmonary edema. Respective effects of high airway pressure, high tidal volume, and positive end-expiratory pressure. *Am Rev Respir Dis*. 1988;137:1159-64.
- Otis AB, Fenn WO, Rahn H. Mechanics of breathing in man. *J Appl Physiol*. 1950;2:592-607.
- Loring SH. Mechanics of the lung and chest wall. En: Marini JJ, Slutsky AS, editores. *Physiological basis of ventilatory support*. New York: Marcel Dekker; 1998. p. 177-205.
- Primiano Jr FP. Measurements of the respiratory system. En: Webster JG, editor. *Medical instrumentation: application and design*. 3<sup>rd</sup> ed New York: John Wiley & Sons; 1998. p. 372-439.
- Chatburn RL. Classification of ventilator modes: update and proposal for implementation. *Respir Care*. 2007;52:301-23.
- Campbell RS, Davies BR. Pressure-controlled versus volume-controlled ventilation: does it matter? *Respir Care*. 2002;47:416-26.
- Chatburn RL, Branson RD. Classification of Mechanical Ventilators. In: *Mechanical Ventilation*. MacIntyre NR, Branson RD, editors. *Mechanical Ventilation*. 2nd ed. St Louis: Saunders; 2009. p. 1-48.
- Hess D, MacIntyre NR, editors. *Respiratory Care, Principles and Practices*. 2nd ed. Burlington: Jones and Bartlett Learning; 2011.
- Chatburn RL, editor. *Fundamentals of Mechanical Ventilation*. 1st ed. Cleveland Heights: Mandu Press; 2003.
- Abbona H. Clasificación, bases y principios tecnológicos de los ventiladores mecánicos modernos. En: Ceraso D, Celiz Rodríguez E, Ferrer L, editores. *Ventilación mecánica, aspectos básicos y avanzados*. Bogotá: Distribuna Editorial Médica; 2012. p. 85-96.
- Slutsky AS. Consensus conference on mechanical ventilation-January 28-30, 1993 at Northbrook, Illinois, USA. Part I. European Society of Intensive Care Medicine, the ACCP and the SCCM. *Intensive Care Med*. 1994;20:64-79.
- Esteban A, Ferguson ND, Meade MO, Frutos-Vivar F, Apezteguia C, Brochard L, et al. Evolution of mechanical ventilation in response to clinical research. *Am J Respir Crit Care Med*. 2008;177:170-7.
- Tomicic V, Fuentealba A, Martínez E, Graf J, Batista Borges J. The basics on mechanical ventilation support in acute respiratory distress syndrome. *Med Intensiva*. 2010;34:418-27.
- Gordo Vidal F, Delgado Arnaiz C, Calvo Herranz E. Mechanical ventilation induced lung injury. *Med Intensiva*. 2007;31:18-26.
- Gordo-Vidal F, Enciso-Calderón V. Síndrome de distrés respiratorio agudo, ventilación mecánica y función ventricular derecha. *Med Intensiva*. 2012;36:138-42.
- Prella M, Feihl F, Domenighetti G. Effects of short-term pressure-controlled ventilation on gas exchange, airway pressures, and gas distribution in patients with acute lung injury/ARDS: comparison with volume-controlled ventilation. *Chest*. 2002;122:1382-8.
- Markström AM, Lichtwarck-Aschoff M, Svensson BA, Nordgren KA, Sjöstrand UH. Ventilation with constant versus decelerating inspiratory flow in experimentally induced acute respiratory failure. *Anesthesiology*. 1996;84:882-9.
- Esteban A, Alía I, Gordo F, de Pablo R, Suarez J, González G, et al. Prospective randomized trial comparing pressure-controlled ventilation and volume-controlled ventilation in ARDS. For the Spanish Lung Failure Collaborative Group. *Chest*. 2000;117:1690-6.
- Blankman P, Gommers D. Lung monitoring at the bedside in mechanically ventilated patients. *Curr Opin Crit Care*. 2012;18:261-6.
- Correger E, Murias G, Chacon E, Estruga A, Sales B, Lopez-Aguilar J, et al. Interpretation of ventilator curves in patients with acute respiratory failure. *Med Intensiva*. 2012;36:294-306.
- Pinsky MR. Heart lung interactions during mechanical ventilation. *Curr Opin Crit Care*. 2012;18:256-60.
- Riera J, Riu PJ, Casan P, Masclans JR. Tomografía de impedancia eléctrica en la lesión pulmonar aguda. *Med Intensiva*. 2011;35:509-17.