

Puesta al día en Medicina Intensiva: síndrome de distrés respiratorio agudo

Monitorización de la mecánica ventilatoria*

M. PÉREZ^a Y J. MANCEBO^b

^aServicio de Cuidados Intensivos. Fundación Jiménez Díaz. Madrid. España.

^bServicio de Cuidados Intensivos. Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona. España.

La monitorización de las propiedades mecánicas (tanto estáticas como dinámicas) del aparato respiratorio es imprescindible para el diagnóstico y pronóstico de la enfermedad causante de cualquier proceso, así como para tomar las decisiones terapéuticas pertinentes. A través de estas mediciones se puede mantener la función pulmonar en condiciones óptimas durante la ventilación mecánica y elegir el momento adecuado para la desconexión del paciente de la misma.

Hasta hace poco tiempo la monitorización de la respiración de los pacientes sometidos a ventilación mecánica exigía sofisticados y complicados aparatos y laboriosas técnicas. La instrumentalización del respirador como monitor ha evolucionado, de modo que ahora muchos respiradores son capaces de reproducir de forma gráfica y en tiempo real los cambios que se producen en algunas variables del ciclo respiratorio. El empleo de estas técnicas de monitorización mejora el conocimiento del comportamiento del pulmón de cada paciente con SDRA, con lo que facilita su manejo y es posible que mejore la toma de decisiones en cada paciente individual, mejorando así su pronóstico.

PALABRAS CLAVE: presión, compliance, mecánica ventilatoria, auto-PEEP.

MONITORING VENTILATORY MECHANICS

Monitoring the mechanical properties (both static and dynamic) of the respiratory tract is essential for the diagnosis and prognosis of the disease causing any condition and to take the pertinent therapeutic decisions. These measurements can maintain a lung function in optimum conditions during mechanical ventilation and choose the best time to disconnect the patient.

Until recently, monitoring the respiration of patients undergoing mechanical ventilation required sophisticated and complicated apparatuses or difficult techniques. Instrumentalization of the respiratory as a monitor has evolved in such a way that many respirators can graphically reproduce in real time the changes that occur in some variables of the respiratory cycle. Using these monitoring techniques improves knowledge of lung behavior of each patient with ARDS, thus facilitating its management. It may also improve decision-making in each individual patient, improving their prognosis.

KEY WORDS: pressure, compliance, ventilatory mechanics, auto-PEEP.

INTRODUCCIÓN

La monitorización de las propiedades mecánicas del pulmón es imprescindible para el diagnóstico y el pronóstico de una enfermedad causante de cualquier proceso, así como para tomar las decisiones terapéuticas pertinentes. A través de estas mediciones se puede mantener la función pulmonar en condiciones óptimas durante la ventilación mecánica y elegir el momento adecuado para el destete o la desconexión del paciente de la misma.

*Éste es el sexto de 9 artículos de la Puesta al día en Medicina Intensiva: síndrome de distrés respiratorio agudo.

Correspondencia: Dr. M. Pérez.
Avda. Reyes Católicos, 2.
28040 Madrid.
Correo electrónico: manuel_perezmarquez@yahoo.es

Manuscrito aceptado el 1-IX-2006.

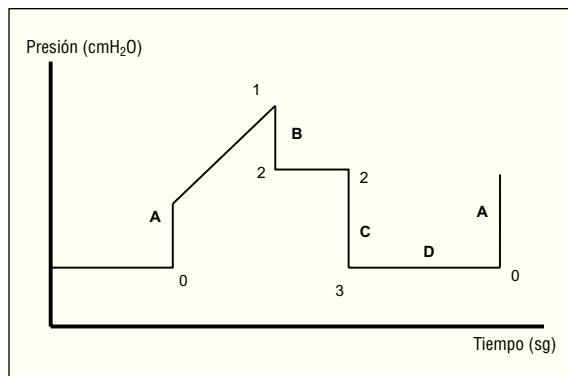


Figura 1. Curva de presión-tiempo en las modalidades controladas por volumen. Tramo A: ascenso de la presión inspiratoria. De los puntos 0 a 1; tramo B: descenso de la presión durante la pausa inspiratoria. De los puntos 1 a 2; tramo C: descenso de la presión durante la inspiración. Puntos 2 al 3; tramo D: presión espiratoria. Puntos 3 al 0.

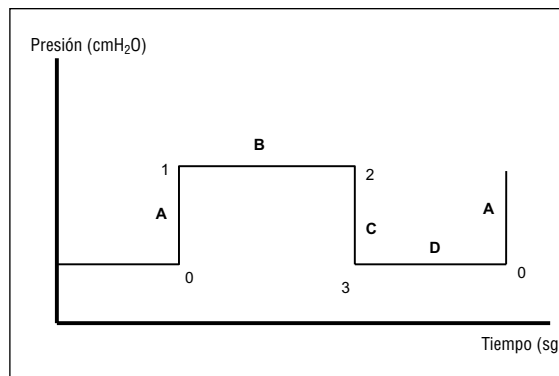


Figura 2. Curvas de presión/tiempo en las modalidades controladas por presión.

Hasta hace tiempo la monitorización de la respiración en los pacientes sometidos a ventilación mecánica exigía sofisticados y complicados aparatos y laboriosas técnicas, que sólo estaban disponibles en Unidades en las que se potenciaban proyectos de investigación además de los asistenciales. Los avances en la aplicación de la ventilación mecánica son consecuencia de los avances tecnológicos llevados a cabo en los respiradores, consiguiendo una mejor comprensión de los efectos de aplicar un modo ventilatorio determinado al tratamiento del paciente. La instrumentalización del respirador como monitor ha evolucionado para presentarse en el momento actual no sólo como emisor de alarmas ante un riesgo concreto o informador de parámetros fisiológicos básicos, sino que también son capaces de reproducir de forma gráfica y en tiempo real los cambios que se producen en algunas variables del ciclo respiratorio. Esta representación puede aportar información útil para la práctica asistencial.

Desde el punto de vista mecánico¹ el pulmón y la caja torácica se interrelacionan gracias a la interfase pleural, espacio virtual que debe transmitir al pulmón la acción inspiratoria de los músculos respiratorios, diafragma y accesorios.

CURVAS DE FUNCIÓN RESPIRATORIA

Las curvas de función respiratoria^{2,3} son la representación gráfica de los cambios que presenta una variable fisiológica determinada durante un ciclo respiratorio. Estos cambios pueden mostrarse respecto al tiempo o de una variable respecto a la otra. Pueden ser útiles:

1. Para analizar la fisiopatología de un proceso determinado.
2. Para detectar cambios en el estado clínico.
3. Optimizar una estrategia ventilatoria.
4. Valorar la respuesta a un determinado tratamiento o cambio de modo ventilatorio.

5. Evitar complicaciones e iatrogenia.
6. Evaluar el curso del *weaning*.
7. Establecer un pronóstico en la evolución del paciente.

Curvas de presión-tiempo

Representan la modificación de la presión en la vía aérea medida en el circuito del respirador, durante el ciclo respiratorio. La presión se representa en el eje de ordenadas y el tiempo en abscisas. La morfología de la curva es distinta en las modalidades cicladas a volumen de las cicladas por presión.

En las modalidades cicladas por volumen (fig. 1), con flujo inspiratorio constante, la curva presenta 4 tramos. Los puntos descritos corresponden a la presión inspiratoria pico (punto 1), presión meseta o final de la pausa inspiratoria (punto 2) y punto 3, o también punto 0 (nivel de presión espiratoria al final de la espiración [PEEP]).

En las modalidades cicladas por presión (fig. 2), con flujo inspiratorio decreciente, presenta los mismos tramos, si bien el tramo B no es descendente sino horizontal. Por tanto, la presión pico es igual a la presión meseta.

En los cálculos de *compliance* estática se debe prolongar de manera artificial 2 a 3 segundos la pausa inspiratoria para encontrar el verdadero valor de la presión meseta (en ambas modalidades). En la curva se reflejará un descenso de la presión hasta su valor real.

Las curvas de presión tiempo son útiles para:

1. Distinguir, en las modalidades cicladas por volumen, la existencia de una resistencia aumentada de la vía aérea. En este caso, la diferencia entre la presión pico y meseta se amplía, por aumento de la presión pico, manteniéndose la meseta constante. Esto se traduce en una mayor pendiente del tramo B de la curva.
2. Intuir la presencia de fugas. Observaremos la imposibilidad de conseguir una presión meseta estable, una presión pico mantenida o mantener una PEEP durante una pausa espiratoria.

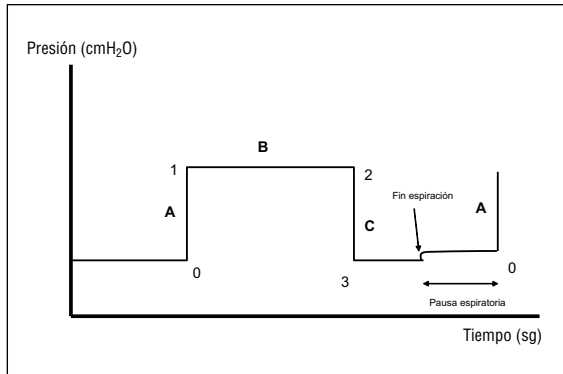


Figura 3. Presencia de auto presión espiratoria al final de la espiración.

3. Sospechar la presencia de auto-PEEP (fig. 3). Se produce un ascenso en la curva de presión durante la maniobra de oclusión espiratoria.

Curvas de flujo-tiempo

Expresan los cambios en el flujo medido en el circuito del respirador. El flujo se representa en el eje de ordenadas y el tiempo en el de abscisas. Las curvas de flujo son distintas en las modalidades cicladas a volumen (flujo constante) de las cicladas a presión (flujo decreciente). Esta diferencia se limita a la parte inspiratoria de la curva, ya que la espiración, siempre pasiva, depende de las características mecánicas del aparato respiratorio del paciente. En las modalidades cicladas por volumen la curva flujo/tiempo (fig. 4) presenta 6 tramos, mientras que en las modalidades cicladas a presión los tramos son

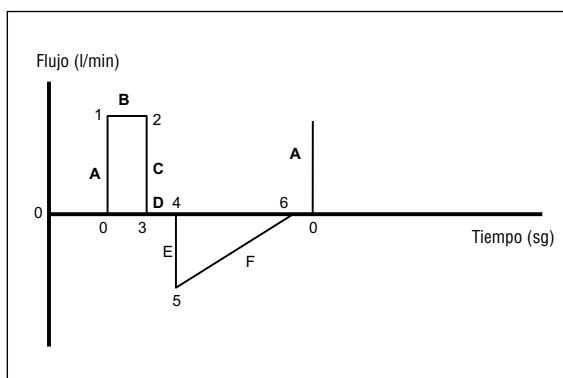


Figura 4. Curvas de flujo/tiempo en las modalidades controladas por volumen: tramo A: de los puntos 0 a 1; ascenso inicial hasta el flujo inspiratorio máximo (algunos aparatos pueden modificar este ascenso mediante retraso inspiratorio, rampa, etc.); tramo B: punto 1 al 2. Flujo constante durante la inspiración; tramo C: punto 2 al 3. Cese de flujo inspiratorio al final de la inspiración; tramo D: punto 3 al 4. Pausa inspiratoria a flujo 0; tramo E: punto 4 al 5. Inicio de la espiración hasta flujo espiratorio máximo; tramo F: punto 5 al 6. Flujo espiratorio decreciente hasta llegar a 0.

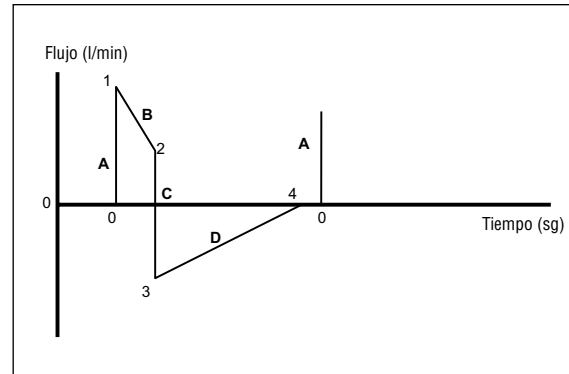


Figura 5. Curvas de flujo/tiempo en las modalidades controladas por presión. Tramo A: puntos 0 a 1. Similar al tramo A de volumen; tramo B: puntos 1 al 2. Flujo decreciente durante la inspiración; tramo C: puntos 2 al 3. Cese del flujo inspiratorio e inicio de la espiración hasta llegar al flujo espiratorio máximo; tramo D: puntos 3 a 4. Flujo espiratorio decreciente hasta llegar a 0.

distintos (fig. 5). Las curvas de flujo/tiempo son útiles para:

1. Detectar atrapamiento aéreo, al no llegar el flujo espiratorio a 0 antes del siguiente ciclo (tramo F en volumen o D en presión).
2. Valorar la respuesta al tratamiento sobre ese atrapamiento.

Curvas de flujo-volumen

Muestran los cambios que se producen en el flujo en la vía aérea respecto a los cambios de volumen pulmonar durante el ciclo respiratorio (fig. 6). El flujo se representa en el eje de ordenadas y el volu-

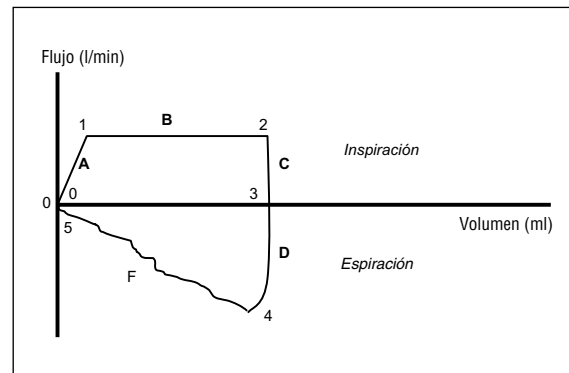


Figura 6. Curvas de flujo/volumen. Tramo A (punto 0 a 1), ascenso inicial hasta el flujo inspiratorio máximo, pudiendo regularse este ascenso en algunos respiradores mediante retraso inspiratorio, rampa, etc.; tramo B (punto 1 a 2), flujo constante durante la inspiración; tramo C (punto 2 a 3), representa el inicio de la espiración hasta el flujo espiratorio máximo, representado ya como valores negativos; tramo D (punto 3 a 4), flujo decreciente hasta alcanzar el flujo 0.

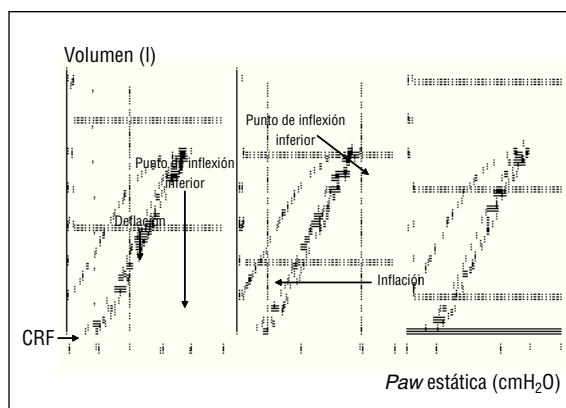


Figura 7. Curva presión/volumen. CRF: Capacidad residual funcional.

men en el de abscisas. La curva es un bucle que se abre con la inspiración y se cierra con el final de la espiración, por tanto la representación gráfica es ciclo a ciclo, aunque algunos respiradores pueden almacenar en la memoria ciclos seleccionados para su posterior análisis.

Las curvas de flujo/volumen son útiles para:

1. Observar limitaciones al flujo espiratorio. En estos casos vemos cambios en la morfología de esta parte de la curva, pudiendo pasar de una forma prácticamente recta a una morfología convexa hacia la línea de base, incluso en situaciones severas se produce un descenso brusco del flujo meso y teleespiratorio.

2. Sugerir la posibilidad de atrapamiento aéreo, reflejando que el flujo espiratorio no llega a 0 antes del siguiente ciclo.

3. Detectar la presencia de fugas, cortando la rama espiratoria el eje de abscisas en un valor superior a 0.

4. Presencia de espiración forzada o flujos espiratorios adicionales, alargándose la rama espiratoria más allá del eje de ordenadas.

5. Presencia de secreciones en la vía aérea o agua de las tubuladuras, observando irregularidades o melladuras tanto en la parte positiva como negativa de la curva.

6. Ajustar el respirador al paciente. A veces esa falta de sincronía se traduce en irregularidades en la parte inspiratoria de la curva, pudiendo adaptar los cambios en el flujo a las necesidades del paciente.

7. Valorar la respuesta al tratamiento, como modificaciones en el patrón de flujo, tratamiento con broncodilatadores (cambios en la pendiente y morfología espiratoria), uso de PEEP, etc.

Curvas volumen-presión

Se representan los cambios en el volumen pulmonar respecto a los cambios de presión durante un ciclo respiratorio (fig. 7). El volumen se representa en el eje de ordenadas y la presión en el de abscisas. Se

origina un bucle que se abre con la inspiración y se cierra con el final de la espiración. Se representa ciclo a ciclo, y al igual que las curvas anteriores, los nuevos respiradores pueden memorizar curvas para su análisis.

La gráfica es distinta en las modalidades cicladas por presión a las cicladas por volumen en lo que corresponde la rama inspiratoria, ya que la espiración es pasiva. La importancia en el estudio de la rama inspiratoria es el intuir la existencia de un punto de inflexión inferior y uno superior, que nos mostrarán aspectos de interés para el tratamiento. Estas curvas son útiles para:

1. Intuir la presencia de sobredistensión en las modalidades cicladas a volumen sospechando la programación de volúmenes excesivos para la propia mecánica del paciente. Se observa la aparición de un punto de inflexión superior, a partir del cual la curva se aplana, generando grandes cambios de presión con escaso aporte añadido de volumen.

2. Aplicar la PEEP óptima⁴, relacionada con la aparición de un punto de inflexión inferior. Este punto señala la presión de apertura de la mayoría de los alvéolos. Para otros, es más importante observar un punto de inflexión inferior en la rama espiratoria, que señalaría la presión de cierre, a partir de la cual se produciría el desreclutamiento alveolar. No obstante, en estos ciclos no es fácil localizar este punto, sino que su utilidad es mayor cuando se construye una curva de forma estática con la técnica de la superjeringa y otra con el mismo propósito.

3. Extraer información sobre la *compliance* pulmonar, reflejándose como cambios en la pendiente de la curva.

4. Observar secreciones en la vía aérea, apareciendo melladuras tanto en la rama inspiratoria como espiratoria de la curva.

MONITORIZACIÓN DE LA PRESIÓN DE VÍAS AÉREAS, COMPLIANCE Y RESISTENCIA

Conocemos que desde el punto de vista fisiológico, a la inflación del pulmón se oponen fuerzas elásticas y restrictivas. La resistencia existe sólo en condiciones dinámicas, es decir, en presencia de flujo aéreo; en cambio, la resistencia elástica existe tanto en condiciones estáticas (sin flujo aéreo) como dinámicas. Normalmente los músculos respiratorios superan estas resistencias fácilmente, por lo que el trabajo respiratorio es mínimo y sostenible infinitamente⁵.

El pulmón y el tórax tienen fuerzas de retroceso iguales, pero con sentido opuesto, que están en equilibrio y determinan el volumen pulmonar cuando los músculos respiratorios están relajados. Entonces el trabajo respiratorio va a estar influenciado por las características dinámicas y estáticas del sistema respiratorio. Durante la ventilación mecánica las propiedades del sistema respiratorio (*compliance* o distensibilidad, resistencia e inercia) se integran en una ecuación de movimiento de fluidos adaptado a las tres dimensiones del sistema respiratorio.

$$Pap_l = 1/Crs V + Rrs V' + Irs V''$$

En esta ecuación Pap_l es la presión aplicada para vencer la presión de retroceso elástico y la caída de la presión resistiva, $1/Crs$ es la elastancia del sistema, V es volumen circulante, V' es el flujo de gas, Irs es la inercia del sistema respiratorio y V'' o flujo convectivo es la aceleración de las moléculas de gas y el tejido pulmonar y de la pared torácica.

Presiones en la vía aérea

Mientras el ventilador mecánico infla los pulmones, la presión en la vía aérea^{6,7} aumenta hasta un valor máximo. Este incremento de presión puede ser medido a través de los sensores del respirador o de un manómetro externo conectado proximal a la vía aérea del paciente. La obtención de estos valores a través de un registro gráfico de presión en el tiempo permite obtener una mayor exactitud en la medición debido a que evita la inercia de la aguja. El transductor utilizado puede ser el mismo que se usa para medir presiones en la arteria pulmonar, aunque no es necesario llenarlo con líquido.

Presión pico o dinámica

Es la presión máxima generada en la vía aérea; se mide al final de una inspiración y depende del volumen circulante (VT) y del flujo inspiratorio prefijados, pero también puede modificarse, sobre todo por la impedancia torácica y la resistencia del tubo endotraqueal y eventualmente por el esfuerzo muscular que realice el paciente. El aumento de la resistencia de la vía aérea, por ejemplo, por broncoespasmo, la oclusión del tubo endotraqueal por secreciones, los flujos inspiratorios y los volúmenes corrientes altos y las alteraciones de la distensibilidad incrementan su valor; en cambio, la presencia de fugas puede disminuirla.

Presión estática

Representa la presión necesaria para superar el retroceso elástico pulmonar. Se genera por la distribución del aire dentro del pulmón, hasta una situación de equilibrio; su valor se aproxima al de la presión alveolar pico. Se mide al final de una pausa inspiratoria de unos 2-3 segundos de duración, durante la cual el flujo es 0. El primer punto de flujo 0 corresponde al punto de PZ o presión dinámicoestática; luego la presión decae hasta alcanzar un valor de equilibrio (*plateau*). La velocidad con la que se alcanza este equilibrio depende de la homogeneidad del parénquima pulmonar. Su valor se modifica ante cambios en la distensibilidad o *compliance* pulmonar o torácica y en capacidad residual funcional. Como la medición se realiza con flujo 0 no se altera por la presencia de secreciones, broncoespasmo u otras formas de alteración de la resistencia de la vía aérea. Por lo tanto, el valor de presión *plateau* indica la presión de retroceso elástico del sistema respiratorio.

TABLA 1. Causas que pueden generar auto-presión espiratoria al final de la espiración

El volumen corriente es excesivo
La frecuencia respiratoria es elevada
Relación I/E muy corta
Impedancia del circuito muy elevada
Obstrucción de la vía aérea

Auto-presión espiratoria al final de la espiración o presión espiratoria al final de la espiración intrínseca

Es una estimación de la presión alveolar al final de la espiración⁸ que se pone de manifiesto en condiciones de flujo 0. Se mide realizando una oclusión sobre la válvula espiratoria del circuito inmediatamente antes del comienzo de un nuevo ciclo respiratorio. La persistencia de flujo espiratorio en este momento indica que la presión alveolar no ha llegado a 0 cmH₂O o al nivel de PEEP extrínseca prefijado debido a un corto tiempo espiratorio o al cierre precoz de la vía aérea (por fenómenos de colapso dinámico). Esto significa que el tiempo espiratorio no es suficiente para que la exhalación sea completa o que por desplazamiento del punto de igual presión existe un atrapamiento de aire dentro del pulmón que puede conducir a la hiperinsuflación. En la tabla 1 se recogen las causas más frecuentes de generación de auto-PEEP. La presencia de presión espiratoria al final de la espiración intrínseca (PEEPi) tiene consecuencias clínicas que pueden ser relevantes, como son el aumento del trabajo respiratorio, la hipotensión, la interpretación errónea de parámetros hemodinámicos (por ejemplo, la presión capilar pulmonar) o los fenómenos de barotrauma.

La PEEPi no necesariamente implica hiperinsuflación o atrapamiento aéreo. Existen tres formas diferentes:

1. Sin sobredistensión pulmonar.
2. Hiperinsuflación dinámica sin limitación del flujo aéreo.
3. Hiperinsuflación con limitación del flujo aéreo.

En el primer caso el volumen pulmonar puede ser normal o estar disminuido; existe una espiración activa que influye sobre la presión alveolar al final de la espiración y genera un gradiente entre los alvéolos y la presión atmosférica sin sobredistensión pulmonar.

En la hiperinsuflación dinámica sin limitación del flujo aéreo, la PEEPi se produce en condiciones de altos requerimientos ventilatorios. Ocurre cuando la frecuencia respiratoria o el volumen corriente son relativamente altos y el tiempo espiratorio es relativamente corto para las propiedades del sistema respiratorio (resistencia y *compliance*). El tiempo espiratorio no es suficiente para que durante una deflación pasiva se alcance el volumen de relajación.

En el caso de la hiperinsuflación dinámica con limitación del flujo aéreo la obstrucción al flujo ocurre durante una deflación pasiva si la presión pleural se vuelve más positiva que la presión en la pequeña

vía aérea (colapso dinámico). En estos pacientes también puede haber atrapamiento aéreo por incremento del esfuerzo espiratorio, ya que en estas circunstancias se incrementa la presión alveolar sin mejorar el flujo espiratorio.

La valoración del atrapamiento aéreo puede realizarse de diversas formas:

1. Curvas de volumen y flujo: en las curvas de volumen/tiempo y volumen/presión se observa que la inspiración empieza antes de que el volumen espiratorio haya llegado a la situación basal. En las curvas flujo/tiempo y flujo/volumen vemos que la inspiración comienza antes de que el flujo espiratorio llegue a 0.

2. La constante de tiempo es el producto de la *compliance* por la resistencia espiratoria y mide el tiempo de vaciamiento pulmonar. Si cae por debajo de unos límites prediseñados, el vaciamiento pulmonar no será completo.

3. PEEPi: medida mediante una pausa espiratoria prolongada, aunque no es sencillo valorar adecuadamente los resultados:

a) Se debe mantener al paciente sedado y adaptado al respirador. La medición exige que el paciente no interfiera con la respiración del aparato.

b) Tras una inspiración, producir una pausa espiratoria prolongada, de 2 a 3 segundos, hasta que se establezca la línea base.

La PEEPi puede tratarse mediante:

1. En pacientes con tiempo espiratorio corto, se puede alargar el mismo, ajustar el tiempo espiratorio a la frecuencia respiratoria, el flujo inspiratorio y la relación I/E.

2. En el caso de colapso dinámico de la vía aérea, el aumento de la PEEP externa hasta aproximadamente el 80% de la PEEPi puede mejorar el atrapamiento al mantener la vía aérea abierta.

Compliance o distensibilidad

Por distensibilidad o *compliance* (Crs)⁹ se entiende la relación que existe entre el cambio de volumen de gas intrapulmonar y el incremento de presión (ΔP) necesario para producir este cambio de volumen (ΔV), de modo que $D = \Delta V / \Delta P$ y se expresa en ml/cm H₂O.

Puesto que el sistema respiratorio está formado por dos estructuras colocadas en serie, el pulmón propiamente dicho (L) y la caja torácica (W), las variaciones de uno u otro componente producen cambios de la *compliance* total del sistema. Debido a que cada una de estas estructuras tiene una presión relevante (presión de las vías aéreas para el sistema respiratorio, presión transpulmonar para el parénquima pulmonar y presión pleural para la caja torácica), la distensibilidad de todo el sistema respiratorio estará dada por la relación entre el incremento de volumen y el cambio de presión en las vías aéreas, la distensibilidad pulmonar y la distensibilidad de la pared torácica.

La inversa matemática de la distensibilidad es la elastancia, es decir, el cambio de presión requerido

para cambiar el volumen pulmonar. Aunque estos términos se pueden utilizar indistintamente, en la práctica clínica se utiliza más la *compliance*. Para la medición de la distensibilidad toracopulmonar en pacientes intubados y ventilados mecánicamente se han recomendado algunos criterios de normalización. En esta situación se obtiene la distensibilidad a partir del cociente entre el volumen circulante administrado por el ventilador (VT) y la diferencia de presión (P) entre el final de la pausa inspiratoria (P *plateau*) y el final de la espiración (PEEP), así:

$$Crs = VT / (P_{plateau} - PEEP)$$

Se denomina *compliance* estática del sistema respiratorio; es la más utilizada y se refiere al volumen de inflación o corriente. En la práctica clínica es una medición sencilla que se puede realizar con muchos respiradores. Normalmente el valor de la Crs es 100 ml/cmH₂O, disminuye a 75 ml/cmH₂O en los pacientes acostados y a 50 ml/cmH₂O o menos en los pacientes con síndrome de distrés respiratorio agudo (SDRA). Esta forma de cálculo de la Crs, tomada por muchos respiradores, puede subestimar la *compliance* hasta en un 50% en los pacientes con SDRA.

Frente a esta definición, la *compliance* dinámica no valora solamente la resultante del pulmón y de la caja torácica, sino también la resistencia de la vía aérea, pudiéndose medir en modalidades de presión y de volumen. Suele ser de un 10 a un 20% menor que la estática.

$$Cd = VT / (P_{pico} - PEEP)$$

Otra forma de estudiar la distensibilidad es la denominada *compliance* específica, que relaciona la *compliance* con el volumen al que ésta se mide. Algunos autores prefieren esta medición para poder comparar pacientes ventilados con volúmenes diferentes.

$$C_{esp} = C / CRF \text{ (capacidad residual funcional).}$$

La medición de la distensibilidad puede verse afectada tanto por la magnitud del volumen circulante y la duración de la pausa inspiratoria como por la magnitud de la PEEP externa empleada. Por otro lado, esta medición es metodológicamente correcta siempre y cuando la presión de retroceso elástico del pulmón menos la PEEP sea igual a cero al final de la espiración, es decir, que no exista PEEP intrínseca.

De la relación del cálculo de la *compliance* pulmonar con la definición de la *compliance* estática del total del sistema respiratorio (Cst, SR) surge la siguiente ecuación:

$$Cst, SR = \Delta V / (P_{plat} - PEEP_{total})$$

Esta ecuación presenta algunas diferencias que mejoran su exactitud. El ΔV es el cambio del volumen pulmonar (menos el gas comprimido en las tubuladuras del respirador) durante la inflación pulmonar menos el volumen pulmonar al final de la espiración. La presión *plateau* (Pplat) es el valor de la presión con la vía aérea abierta después de una pausa de 2 a 3 segundos de oclusión de la vía aérea en ausencia de fugas, y la PEEP total es la suma de la PEEP extrínseca y la PEEP intrínseca del sistema.

Un defecto frecuente del cálculo de la *compliance* estática efectiva del sistema respiratorio es que no se recogen los cambios de *compliance* que se observan con diferentes volúmenes corrientes.

Suter et al¹⁰ mostraron que la *compliance* del sistema respiratorio varía sustancialmente con diferentes volúmenes de inflación, es decir, que la relación presión/volumen en los pacientes ventilados no es lineal; la *compliance* del sistema respiratorio es baja con volúmenes corrientes bajos, aumenta con volúmenes intermedios y disminuye con niveles altos de inflación pulmonar (altos valores de PEEP o grandes volúmenes corrientes). Este comportamiento se constata principalmente en pacientes afectados de SDRA.

Una de las técnicas usadas para la medición de la distensibilidad toracopulmonar es la curva de presión-volumen (P/V) mediante el empleo del método de la superjeringa. Esta técnica requiere la parálisis del paciente y la desconexión del respirador, y por lo tanto no es adecuada para la monitorización continua. De todos modos, los valores de la distensibilidad medidos con la técnica de la superjeringa muestran una excelente correlación con los valores de distensibilidad medidos de forma convencional en pacientes ventilados mecánicamente.

En las curvas de P/V¹¹ trazadas con la superjeringa (fig. 7) un aspecto muy importante es la presencia de inflexión inicial. Esta inflexión, que aparece al comienzo de la insuflación y a volúmenes pulmonares reducidos, es típica de los edemas pulmonares y representa el inicio de los fenómenos de apertura de regiones alveolares colapsadas. En el SDRA^{12,13} la curva de P/V presenta una forma de S itálica formada por tres segmentos: una porción inicial curvilínea, una porción lineal y una inflexión o aplanamiento final. El punto de inflexión inferior corresponde a la intersección entre la distensibilidad de comienzo y la zona lineal de la insuflación, y representa la presión necesaria para iniciar la apertura del parénquima pulmonar previamente colapsado. La zona lineal corresponde a la apertura masiva de la mayoría de alvéolos con el volumen insuflado. El punto de inflexión superior, cuando la curva es llevada a un volumen próximo a la capacidad pulmonar total, representa la aparición de sobredistensión alveolar, el fin del reclutamiento o bien la coexistencia de ambos fenómenos.

En pacientes sometidos a ventilación mecánica, en los que no se pueda practicar una curva de P/V, es posible monitorizar la distensibilidad a partir de los parámetros de VT y las presiones obtenidas en el ventilador y observar los eventuales cambios de distensibilidad en función de las variaciones de la PEEP y del volumen corriente.

Los grandes avances tecnológicos logrados, especialmente en el campo de la informática y de la electrónica, han permitido que la mayor parte de los respiradores mecánicos de última generación posibiliten la monitorización a demanda del usuario de ciertos parámetros, entre ellos la distensibilidad y la resistencia del sistema respiratorio, la presión de

TABLA 2. Patologías restrictivas que generan disminución de la *compliance*

Pulmonares:
Aumento de la tensión superficial:
Enfermedades de las membranas hialinas
SDRA
Ocupación alveolar:
Edema de pulmón
Neumonía
Alteración de la estructura:
Edema intersticial
Neumonitis
Fibrosis
Disminución del volumen disponible para la ventilación:
Atelectasias
SDRA
Derrame pleural-neumotórax
Torácicas:
Distensión abdominal
Malformaciones
Enfermedades neuromusculares

SDRA: síndrome de distrés respiratorio agudo.

oclusión (P_{0,1})¹⁴ y la PEEP_i. La información correspondiente se puede registrar numéricamente, o si no gráficamente en una pantalla en forma de ondas de flujo y presión de las vías aéreas, y en ocasiones también de volumen circulante. El resultado final es la posibilidad de evaluar el estado y la evolución de la enfermedad pulmonar subyacente y facilitar la correcta instauración de los parámetros de la ventilación artificial.

La monitorización continua de las curvas de P en las vías aéreas (Paw) frente al tiempo (que es factible sólo cuando se ventila con flujo inspiratorio constante) permiten analizar ciertos patrones que son importantes desde el punto de vista clínico.

Esencialmente se distinguen tres tipos:

1. Pendiente de ascenso de Paw de tipo lineal, que reflejaría una ventilación en la parte rectilínea y más distensible de la curva de P/V.

2. Ascenso de Paw con concavidad hacia el eje de ordenadas (presión), es decir, un ascenso lento de Paw inicial y después un ascenso brusco, lo cual reflejaría una ventilación en la parte aplanada y menos distensible de la curva P/V y por lo tanto indicaría sobredistensión.

3. Un ascenso de Paw con concavidad hacia el eje de abscisas (tiempo), es decir primero un ascenso marcado de Paw con poco volumen insuflado y posteriormente un ascenso menor de Paw con mayor volumen; este último caso reflejaría fenómenos de reclutamiento y presencia de inflexión inicial en las curvas de P/V.

De esta forma, es posible evaluar de modo no invasivo los efectos del volumen circulante y de la PEEP, especialmente el reclutamiento y la sobredistensión sobre el parénquima pulmonar.

El descenso de la *compliance* puede ser debido:

1. Pacientes críticos: la *compliance* de la pared varía con el dolor, la cirugía, distensión abdominal, sedación, contracción de músculos respiratorios y relajación muscular.

2. Enfermedades restrictivas, al aumentar las fuerzas de retracción elásticas de los pulmones o de la caja torácica (tabla 2).

Por tanto, su medición puede ser útil:

- a) Caracterizar el tipo de alteración pulmonar (obstructiva o restrictiva).
- b) Cuantificar la evolución clínica del paciente y los cambios inducidos por el tratamiento ventilatorio.
- c) Determinación de los puntos de inflexión al estudiar la curva P/V y su implicación clínica¹⁵⁻²¹.
- d) Indicar la posibilidad de extubación. *Compliance* por debajo de 25 ml/cmH₂O.

Resistencia

Por resistencia (R)²² entendemos la relación entre diferencia de presión (P) y un flujo (F) determinado, o sea $R = P/F$, que se expresa en cmH₂O/L/s. También depende del volumen pulmonar y, en general, podemos decir que a medida que aumenta el volumen pulmonar disminuye la resistencia de las vías aéreas y que a medida que aumenta el flujo la resistencia de las vías aéreas también aumenta.

La R presenta un componente que refleja la resistencia de la vía aérea principal y un componente que no puede ser considerado resistencia en el sentido estricto de la palabra, porque ocurre cuando el flujo aéreo es nulo y que corresponde al estrés de adaptación del tejido respiratorio debido al comportamiento viscoelástico y a la heterogeneidad de las constantes de tiempo alveolares.

La técnica de la oclusión rápida de las vías aéreas fue descrita por Von Neergaard y Wirz en 1927 y durante la insuflación a volumen constante permite el estudio de la resistencia de las vías aéreas y la resistencia de los tejidos pulmonares y de la pared torácica.

En los pacientes intubados y ventilados mecánicamente la resistencia total del sistema respiratorio (R_{máx}) se calcula como presión pico – presión *plateau*/flujo; la R_{máx} incluye la resistencia de las vías aéreas propiamente dichas (Raw), la resistencia del tubo endotraqueal y los equipos de medición y la resistencia del tejido pulmonar y de la caja torácica. Si calculamos la resistencia en función de la presión en el instante de oclusión de la válvula con flujo cero, obtenemos la denominada R_{mín}, que refleja la Raw más la resistencia del tubo endotraqueal y los equipos de medición. Para obtener la Raw hay que medir las Paw en el extremo distal del tubo endotraqueal, al nivel de la carina, ya que de este modo queda eliminada la contribución del tubo endotraqueal a la R_{mín}. Los valores normales de R_{mín} en sujetos sanos son de alrededor de 2,5 cmH₂O/l/s. La diferencia entre R_{máx} y R_{mín}, llamada Δ RS, expresa las desigualdades o la falta de homogeneidad de las constantes de tiempo intrapulmonares y de la pared torácica (los llamados fenómenos de *pendeluft*) y las propiedades viscoelásticas o plastoelásticas del parénquima pulmonar, es decir, la resistencia del tejido pulmonar.

Los ventiladores artificiales actuales son microprocesadores y pueden proporcionar patrones de flujo inspiratorio constante y pausas teleinspiratorias de flujo cero, lo que permite monitorizar de forma no invasiva toda la información sobre las propiedades resistivas del sistema respiratorio en los pacientes intubados y ventilados mecánicamente. Además, no es necesario desconectar al paciente del ventilador, lo que añade seguridad a la técnica.

Los pacientes con insuficiencia respiratoria aguda (IRA) intubados y ventilados mecánicamente presentan un marcado aumento de las resistencias del sistema respiratorio, tanto aquellos con edema pulmonar cardiogénico o no cardiogénico como los que presentan una broncopatía crónica obstructiva. En los primeros las R_{máx} suelen oscilar entre 12 y 15 cmH₂O/l/s, mientras que en los segundos pueden alcanzar más de 20 cmH₂O/l/s. En cuanto a las Raw, éstas suelen ser de unos 8 cmH₂O/l/s en los pacientes con edema pulmonar y de unos 15 cmH₂O/l/s en los pacientes con bronquitis crónica. Estos hallazgos son importantes y podrían tener interés terapéutico en el sentido de evaluar la eficacia de medicamentos broncodilatadores sobre el sistema respiratorio, como se ha visto en trabajos posteriores.

En estos estudios la Δ RS es elevada tanto en los pacientes con SDRA agudo como en los bronquíticos crónicos, lo que se interpreta como una expresión de las desigualdades de las constantes de tiempo intrapulmonares en estos enfermos. El mecanismo por el cual la resistencia al flujo está aumentada en el SDRA no está completamente aclarado. La presencia de fluidos en la vía aérea, la reducción del volumen pulmonar o el incremento del tono bronquial debido a reflejos neurogénicos y mediadores inflamatorios podrían estar entre las posibles causas.

Declaración de conflicto de intereses

Los autores han declarado no tener ningún conflicto de intereses.

BIBLIOGRAFÍA

1. Elastic forces and lung volume. En: Lumb AB, Nun JF, editores. Applied respiratory physiology. 5th ed. Edinburgh: Butterworth Heinemann; 2000. p. 37-57.
2. Waugh JB, Deshpande VM, Harwood RJ. Rapid interpretation of ventilators waveforms. New Jersey: Prentice Hall; 1999.
3. Balcells J. Monitorización de la función respiratoria: curvas de presión, volumen y flujo. An Pediatr. 2003;59:252-85.
4. Ranieri VM, Giuliani R, Fiore T, Dambrosio M, Milic-Emili J. Volume-pressure curve of the respiratory system predicts effects of PEEP in ARDS: "occlusion" versus "constant flow" technique. Am J Respir Crit Care Med. 1994;149:19-27.
5. Tobin MJ, editor. Principles and practice of mechanical ventilation. Nueva York: Mc Graw Hill; 1994.
6. Brochard L, Mancebo J, editores. Ventilación artificial. Principios y aplicaciones. París: Arnette-Blackwell; 1996.
7. Tobin MJ, editor. Principles and practice of intensive care monitoring. Nueva York: Mc Graw Hill; 1998.
8. Rossi A, Pelosi G, Brandi G, Conti G. The intrinsic positive end expiratory pressure (PEEPi): physiology, implications, measurement and treatment. Intensive Care Med. 1995;21:522-36.

9. Benito S. Complianza pulmonar. En: Net A, Benito S, editores. *Función pulmonar en el paciente ventilado*. Barcelona: Doyma; 1990;8:68-78.
10. Suter PM, Fairley HB, Isenberg MD. Effect of tidal volume and positive end-expiratory pressure on compliance during mechanical ventilation. *Chest*. 1978;73:158-62.
11. Servillo G, Svantesson C, Beydon L, Roupie E, Brochard L, Lemaire F, et al. Pressure-volume curves in acute respiratory failure: automated low flow inflation versus occlusion. *Am J Respir Crit Care Med*. 1997;155:1629-36.
12. Rossi A, Bricci, Mergoni M. Lung Mechanics in ARDS. En: Vincent JL, editor. *Yearbook of intensive Care and Emergency Medicine*. Springer. 1999: 207-17.
13. Kallet R. Respiratory system mechanics in acute respiratory distress syndrome. *Respir Care Clin N Am*. 2003;9:297.
14. American Thoracic Society/European Respiratory Society. *ATS/ERS Statement on Respiratory muscle testing. Assesment of respiratory muscle function in the intensive care unit*. *Am J Respir Crit Care Med*. 2002;166:610-23.
15. Levy MM. Optimal peep in ARDS. Changing concepts and current controversies. *Crit Care Clin*. 2002;18:15-33.
16. Bone RC. Diagnosis of causes for acute respiratory distress by pressure-volume curves. *Chest*. 1976;70:740-6.
17. Harf A, Lemaire F, Lorino H, Atlan G. Study of ventilatory mechanics - its application to artificial ventilation. *Bull Physiopathol Respir (Nancy)*. 1975;11:709-28.
18. Appendini L, Confalonieri M, Rossi A. Clinical relevance of monitoring respiratory mechanics in the ventilator-supported patient: an update (1995-2000). *Curr Opin Critl Care*. 2001;7:41-8.
19. Levy P, Similowski T, Corbail C, Albala M, Pariente J, Millic-Emili J, et al. A method for studying the static volume-pressure curves of the respiratory system during mechanical ventilation. *J Crit Care*. 1989;4:83-9.
20. Servillo G, De Robertis E, Coppola M, Blasi F, Rossano F, Tufano R. Application of a computerised method to measure static pressure volume curve in acute respiratory distress syndrome. *Intensive Care Med*. 2000;26:11-4.
21. Svantesson C, Drefeldt B, Sigurdsson S, Larsson A, Brochard L, Jonson B. A single computer-controlled mechanical insufflation allows determination of the pressure-volume relationship of the respiratory system. *J Clin Monit Comput*. 1999;15:9-16.
22. Net A, Benito S, editores. *Función pulmonar en el paciente ventilado*. Barcelona: Doyma; 1998.