

Ventilación mecánica en anestesia:

Dra. M^a.C.Unzueta
Hospital de Sant Pau. Barcelona

Conceptos de mecánica ventilatoria

El sistema respiratorio opone una resistencia a la ventilación constituida por un componente resistivo (las vías aéreas) y otro elástico (el tejido pulmonar y la pared torácica). Estas resistencias constituyen las propiedades mecánicas de los pulmones, que determinan la capacidad de expansión y retracción del sistema respiratorio. Su monitorización durante la ventilación mecánica y su evolución a lo largo de la misma, sirven de guía para:

- ajustar la pauta respiratoria en función de las características del sistema respiratorio del paciente
- detectar complicaciones (broncoespasmo, intubación bronquial...)
- interpretar el intercambio de gases

Resistencia de vías aéreas (Raw)

Es la resistencia friccional que oponen las vías aéreas al flujo de gas circulante, siendo la presión necesaria para generar un flujo de gas a través de las vías aéreas. Se expresa como la relación entre este gradiente de presión (ΔP) y la velocidad del flujo (ΔV):

$$R = \Delta P_{aw} / \Delta V$$

Los valores habituales en el paciente intubado son de 10-15 cmH₂O/l/seg.

Las resistencias inspiratorias y las espiratorias pueden ser diferentes (hasta un 15%), siendo esta diferencia más marcada en los pacientes con patología obstructiva en los que las presiones son mayores. El tubo endotraqueal constituye el elemento más resistivo del sistema respiratorio.

La resistencia inspiratoria se calcula a partir del gradiente de presión entre presión pico y presión plateau, dividido por el flujo inspiratorio. ($R_i = P_{pk} - P_{plt} / V_i$)

La resistencia espiratoria se puede calcular de forma simple a partir de la constante de tiempo, dividiendo el tiempo espiratorio por 3 veces la compliancia. ($R_e = t_e / 3 C$)

Situaciones en las que las resistencias están elevadas (> 20-25 cmH₂O/l/s):

- a) Basalmente: E.P.O.C.- Enfisema
- b) En el curso de la ventilación mecánica: broncoespasmo, tapón mucoso, acodamiento del tubo, intubación bronquial inadvertida....

Compliancia (Csr)

Es la distensibilidad o capacidad del pulmón de dejarse distender. Para que el gas insuflado llegue a los pulmones se debe aplicar una presión que venza la resistencia elástica a la expansión que ofrecen los pulmones y la pared torácica. La relación entre este gradiente de presión y el aumento de volumen pulmonar se conoce como Compliancia o distensibilidad. ($C_{sr} = \Delta V / \Delta P$). Es importante comprender que la compliancia es la capacidad del pulmón de dejarse distender, y por tanto es exactamente la inversa de la Elastancia, que es la capacidad que tiene el pulmón de recuperar su forma inicial. La compliancia del sistema respiratorio es la suma de la compliancia pulmonar y la de la pared torácica.

La compliancia puede medirse de forma exacta trazando la curva de Volumen/Presión (V/P) con el método de la superjeringa. La compliancia es la relación que se obtiene al inscribir, sobre un eje de coordenadas, los sucesivos incrementos de la presión intratorácica –en abscisas– correspondientes a la insuflación de volúmenes crecientes –en ordenadas–. La pendiente de este trazado representa el valor de la Csr para ese determinado nivel de volumen pulmonar, de manera que una mayor pendiente indica una mayor distensibilidad del aparato respiratorio. Este método requiere la interrupción de la ventilación durante su realización.

Sin embargo, la compliancia puede calcularse de forma más simple, sin necesidad de interrumpir la ventilación, a partir de los parámetros monitorizados durante la ventilación mecánica. Esta compliancia denominada **efectiva** (Cef) o cuasiestática proporciona más información en relación a la pauta ventilatoria que se está aplicando. Se obtiene dividiendo el volumen corriente (VT) por la presión plateau (Pplt) (Cef = VT/ Pplt). Al valor de la presión plateau debe sustraerse el de la PEEP, tanto extrínseca como de la auto-PEEP. Al resultado final se debe restar la compliancia del circuito y del respirador:

$$C_{ef} = VT / (P_{pl} - PEEP) - C_{cir}$$

Para la realización de esta medida es recomendable que la ventilación sea controlada por volumen, que el VT sea elevado (12 a 15 mL/kg), y que la pausa teleinspiratoria (plateau) se prolongue durante 1-2 segundos, para permitir el equilibrio de presiones entre las regiones pulmonares con distinta constante de tiempo. El valor normal de la C efectiva oscila entre 50-60 ml/cmH₂O

En función de la fase del tiempo inspiratorio en que se realice la medición de la compliancia, y por tanto en función del valor de presión que se utilice para calcularla, se habla de:

Compliancia **dinámica**: Se mide justo después de la finalización de la insuflación. Existe controversia en cuanto al valor de presión empleado para su cálculo, ya que algunos autores emplean la presión pico, mientras que otros sugieren la P1:

$$C_d = VT / P_{pk} - PEEP$$

Compliancia **estática**: Se mide tras una pausa inspiratoria prolongada (2-3 segundos) que permite el equilibrio de presiones entre las zonas pulmonares con distintas constantes de tiempo. Por ello, el valor de presión empleada es la presión plateau:

$$C_e = VT / P_{plt} - PEEP$$

Este valor es más fidedigno pues al calcularse tras la equiparación de presiones entre las regiones con diferente constante de tiempo que ocurre durante la pausa inspiratoria, permite reflejar la compliancia en aquellos casos en los que hay gran heterogeneidad pulmonar.

Situaciones clínicas con Compliancia **baja**:

La compliancia del sistema respiratorio es la suma de la compliancia del pulmón y la de la pared torácica, por lo que las alteraciones de la misma pueden dividirse en dos grandes apartados en función de su origen.

A- Por reducción de la Compliancia Pulmonar

- a) Reducción del número de alveolos funcionantes
 - Fibrosis pulmonar
 - SDRA
 - Atelectasias
 - Intubación bronquial selectiva

b) Ventilación con VT muy elevados. Sobredistensión

B- Por reducción de la Compliancia de la pared torácica

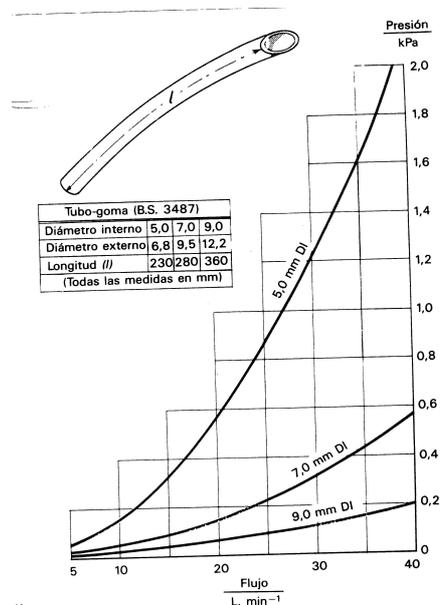
- a) Alteraciones de la forma
 - Cifoescoliosis

- Espondilitis anquilopoyética
- b) Compresión
- Obesidad
 - Ascitis, distensión abdominal

Situaciones asociadas a Compliancia **elevada**: Enfisema Pulmonar, por destrucción de las paredes alveolares.

¿Cómo interpretar las curvas de presión en vías aéreas?

La presión en vías aéreas es el parámetro de la mecánica ventilatoria más fácilmente obtenible y más empleado, que nos aporta información sobre las características del sistema respiratorio del paciente. Si bien se denomina presión en vías aéreas (P_{aw}), en realidad no mide la presión en las vías aéreas anatómicas, sino en cualquier punto del circuito respiratorio entre el



extremo proximal del tubo endotraqueal y el respirador. Se pueden cuantificar mediante el manómetro del respirador, pero aporta mucha más información su representación gráfica en curvas. Para poder obtener información fidedigna de estas curvas, se deben medir en ventilación controlada por volumen, con una morfología de flujo constante, y con una pausa inspiratoria (plateau o meseta). De esta curva destacan básicamente dos puntos:

La presión inspiratoria máxima o presión pico (P_{pk})

Es la presión obtenida justo al final de la insuflación del VT.

Equivale a la presión necesaria para vencer las resistencias friccionales al flujo que oponen las vías aéreas y el tubo endotraqueal, y las resistencias elásticas del sistema respiratorio.

La P_{pk} está influida por múltiples factores, muchos de los cuales no están relacionados con el volumen alveolar, por lo que no constituye un buen índice del grado de distensión alveolar.

Factores que modifican la P_{pk} :

- A) Derivados del tubo endotraqueal: pequeño calibre; acodamiento; secreciones
- B) Aumento de las resistencias de vías: broncoespasmo; EPOC; secreciones

C) Sobredistensión alveolar

D) Flujo inspiratorio elevado

E) Aumento de la presión pleural o transtorácica: tos; neumotórax; ascitis

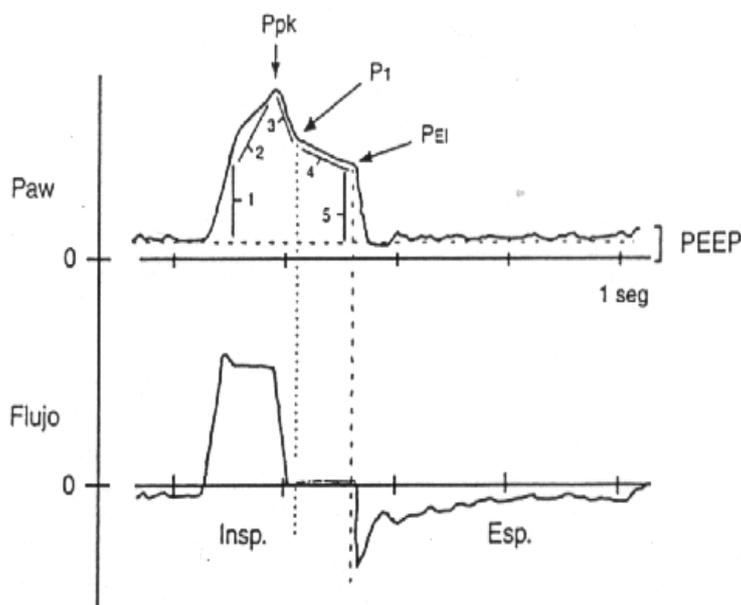
Todos estos factores determinan un aumento de la Ppk.

Pese a que experimentalmente a partir de valores > 50 cmH₂O hay una pérdida de la integridad alveolar, la Ppk no constituye un buen índice del riesgo de barotrauma ya que mide tanto las resistencias elásticas (distensibilidad pulmonar) como las resistencias friccionales (vía aérea, tubo endotraqueal).

La diferencia entre la presión pico medida en vías y la presión pico medida en la tráquea expresa la resistencia al flujo que opone el tubo endotraqueal.

La presión de meseta teleinspiratoria o presión plateau (Plt)

Es la presión medida al final de la fase inspiratoria, tras la realización de un tiempo de pausa. Como se mide tras la pausa inspiratoria, durante la cual no hay flujo y se equiparan las presiones entre las diferentes zonas pulmonares, se considera que es equivalente a la presión transalveolar teleinspiratoria (siempre y cuando la compliancia de la pared torácica sea normal). Por tanto informa de la distensibilidad pulmonar o compliancia.



Es un buen índice del riesgo de sobredistensión alveolar, y valores > 35 cm H₂O se correlacionan con un riesgo elevado de barotrauma.

La curva de presión también informa de la presencia de PEEP, que se manifiesta porque el valor del registro no vuelve a 0 durante la espiración, sino que queda por encima de la línea basal.

Cuando las Ppk sean demasiado elevadas y queramos disminuirlas, podemos realizarlo mediante:

- aumentar la frecuencia respiratoria

El aumento de la frecuencia, manteniendo el mismo volumen minuto, determina que en cada insuflación se entregue un menor volumen tidal, y por tanto el incremento de presión que ocasione será también menor.

- disminuir el flujo inspiratorio

La insuflación se producirá de forma más progresiva y prolongada, con lo que la Ppk será menor. Esta maniobra tiene el inconveniente de que acorta el tiempo de plateau, quedando reducido el tiempo de homogeneización de la ventilación.

- alargar la relación I/E

El empleo de una relación I/E de 1:1 aumenta el tiempo inspiratorio, sin la pérdida del tiempo de plateau, con lo que al haber mayor tiempo para entregar el gas, la Ppk también será menor. Pero tiene el inconveniente de que acorta el tiempo espiratorio, con el consiguiente riesgo de atrapamiento aéreo en los pacientes con EPOC.

Cuando queramos obtener Pplt más baja, podemos disminuir el VT y aumentar la frecuencia respiratoria, ya que al ser menor el volumen insuflado, la presión de distensión que genera también será menor.

Consecuencias de la modificación de la relación I/E.

Además de la frecuencia respiratoria y del volumen tidal, que son los parámetros ventilatorios que habitualmente regulamos, existen otros cuya modificación puede ser de gran utilidad en determinadas situaciones.

• Relación I/E

Es la relación que se establece entre la duración del tiempo inspiratorio y el tiempo espiratorio. Un ciclo respiratorio está compuesto del tiempo inspiratorio, constituido por el tiempo de insuflación del gas más el tiempo de pausa inspiratoria o plateau, y del tiempo espiratorio, constituido por el tiempo de vaciado pulmonar más el tiempo, si hay, de pausa espiratoria.

Ciclo respiratorio = T inspiratorio + T espiratorio = (T insuflación + T plateau) + T espiratorio

Una relación I/E 1:2 significa que la duración del tiempo espiratorio es el doble de la del tiempo inspiratorio, y que por lo tanto el tiempo inspiratorio constituye el 33% del ciclo respiratorio (%Ti), lo que también puede expresarse como $T_i/T_{tot} = 0,33$. Por tanto, los términos I/E 1:2, %Ti 33%, $T_i/T_{tot} 0,33$ significan lo mismo.

La modificación de la relación I/E determina variaciones en la duración del tiempo inspiratorio y del espiratorio:

a) Reducción de la relación I/E (1:3-1:5)

- Determina un aumento del tiempo espiratorio, lo que permite vaciados pulmonares más completos
- Es el mecanismo más eficaz en la prevención del atrapamiento aéreo

b) Aumento de la relación I:E (1:1)

- Determina un tiempo inspiratorio más largo, lo que permite una distribución más homogénea del flujo inspiratorio en los alveolos, incluso en aquellos con constante de tiempo más prolongada.
- Se ha empleado para ventilar a pacientes con SDRA

• Constante de tiempo. Atrapamiento aéreo

Al igual que en la ventilación espontánea, durante la ventilación mecánica la espiración se produce de forma pasiva, por la diferencia entre la presión alveolar (P_{alv}) y la presión en vías aéreas al final de la inspiración (P_{aw}). Cuanto mayor sea esta diferencia, mayor será el flujo espiratorio inicial y más rápidamente se producirá el vaciamiento pulmonar.

El vaciamiento pulmonar se caracteriza por presentar un vaciamiento de carácter exponencial decreciente, y no lineal. De forma práctica, se define al tiempo necesario para que se produzca el vaciamiento del 63% del volumen pulmonar como la **constante de tiempo (τ)**, y se calcula al realizar el producto de la compliancia (C_{sr}) por la resistencia (R_{aw}):

$$\tau = C_{sr} \cdot R_{aw}$$

En la práctica se acepta que para que se produzca un vaciamiento pulmonar completo (se considera completo, aunque en realidad es del 95%) es necesario un tiempo espiratorio que como mínimo sea igual a tres veces la constante de tiempo (3τ). Por tanto, el conocimiento de la constante de tiempo permite calcular el tiempo que necesita un paciente para completar la espiración.

Cuando el tiempo espiratorio es inferior a 3 veces la constante de tiempo, el vaciamiento pulmonar no puede completarse, produciéndose la siguiente inspiración cuando aún queda gas en el pulmón, y dando lugar al **atrapamiento aéreo**. Este volumen atrapado determina una presión alveolar teleinspiratoria positiva, que se denomina auto-PEEP, PEEP intrínseca, o PEEP oculta pues el manómetro del respirador no es capaz de detectarla.

Factores determinantes del atrapamiento aéreo:

A. Constante de tiempo ($\tau = C_{sr} \cdot R_{aw}$) prolongada

a) Por resistencias aumentadas

El flujo espiratorio se ve frenado por la resistencia friccional que oponen las vías aéreas y el tubo endotraqueal, de forma que cuanto más elevada sea esta resistencia (EPOC), más lentamente se vaciará el pulmón.

b) Por Compliancia aumentada

Cuando la compliancia pulmonar o distensibilidad está aumentada por una reducción de las fuerzas de retracción elástica pulmonares (enfisema), la presión alveolar es menor ($P_{alv} = VT/C_{sr}$), por lo que la espiración se producirá más lentamente.

Por ello es importante en estas situaciones proporcionar un tiempo espiratorio lo suficientemente prolongado para que no se produzca atrapamiento aéreo.

B. Tiempo espiratorio acortado

a) Por modificación de la relación I/E (1:1)

b) Por aumento de la frecuencia respiratoria

C. Tubos endotraqueales de reducido diámetro interno (por aumento de R_{aw})

D. Utilización de circuitos con alta compresibilidad (por aumento de la compliancia global de sistema)

Debe recordarse que todos los elementos colocados en la rama espiratoria pueden también contribuir a la aparición de atrapamiento, ya que aumentan la resistencia espiratoria.

Consecuencias de la modificación del flujo inspiratorio.

• Flujo inspiratorio

Intensidad del flujo

Dado que el flujo se calcula a partir del volumen tidal dividido por el tiempo, este parámetro es asimilable a la velocidad del gas y, por consiguiente la entrega de un determinado volumen está en función directa del tiempo inspiratorio. Se considera suficiente un flujo de 40 l/min en pacientes sin patología pulmonar previa, siendo necesario incrementarlo en los pacientes con EPOC. Los pacientes con EPOC necesitan un flujo inspiratorio alto (70 l/min) porque tienen las resistencias inspiratorias aumentadas. Si la insuflación del VT se produce lentamente, debido a este incremento de las resistencias, el tiempo de insuflación finalizará antes de que se haya entregado todo el gas.

Con un flujo inspiratorio elevado (100 l/min), el volumen tidal programado es entregado rápidamente, y el resto del tiempo inspiratorio es de pausa inspiratoria o de plateau, por lo que se obtiene un tiempo de plateau más prolongado. Por contra, se obtienen aumentos en la presión pico en vías aéreas, ya que ésta es directamente proporcional al valor del flujo seleccionado y a la resistencia en vías aéreas.

Con flujos inspiratorios bajos (25 l/min), el tiempo necesario para entregar el volumen programado es más prolongado y no quedará prácticamente tiempo para el plateau, que será mínimo o inexistente. Por contra, la presión pico obtenida es menor debido a este menor flujo inspiratorio.

Forma de la onda de flujo

La forma de la onda del flujo durante la fase inspiratoria, informa sobre el tipo de flujo empleado. Fundamentalmente en la práctica clínica el flujo inspiratorio empleado suele ser constante o bien decelerado:

En el flujo constante, la entrega de gas tiene lugar durante todo el tiempo de insuflación, determinando una onda de flujo cuadrada.

En el flujo decelerado, el respirador genera un flujo inspiratorio con un rápido ascenso inicial, hasta alcanzar el valor de presión determinado, y posteriormente presenta un descenso progresivo, dando lugar a una onda de morfología exponencial decreciente.

En la actualidad ya no es posible escoger la morfología del flujo, y ésta viene ligada a la técnica empleada. Así en ventilación controlada por volumen la morfología del flujo es de onda cuadrada (flujo constante), mientras que en la ventilación controlada por presión la morfología es una onda decelerada (flujo decelerado). Algún equipo permite aplicar una técnica mixta por lo que se puede trabajar en ventilación controlada por volumen con una onda de flujo decelerado, incluso aplicar una morfología variable y adaptable a la propia del paciente (en ventilación espontánea).

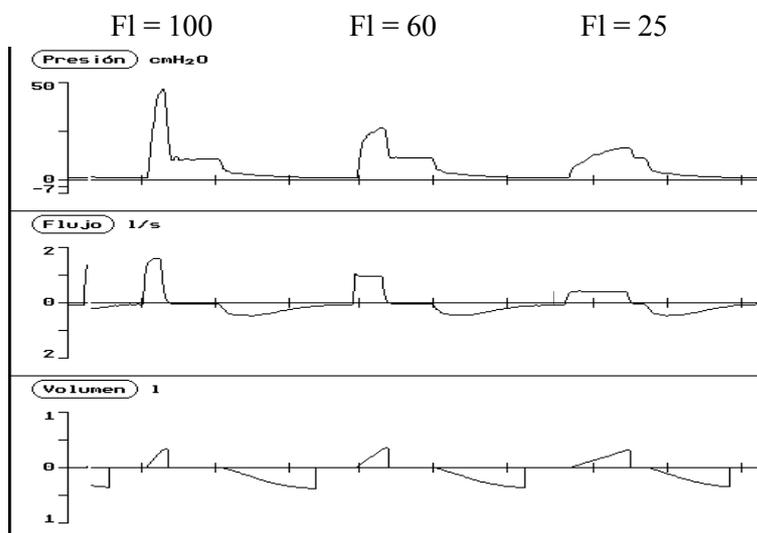
También informa de la presencia de una pausa inspiratoria o plateau, que se traduce por la presencia de un segmento de valor cero, entre el final del flujo inspiratorio y el inicio del flujo espiratorio.

• Flujo espiratorio

La curva de **flujo durante la fase espiratoria** informa sobre la existencia de dificultad en la espiración del paciente.

Los pacientes con espiración normal presentan una curva con un inicio y un final rápidos, llegando al 0 con rapidez. Por el contrario, los que tienen dificultad espiratoria por aumento de

las resistencias (EPOC) y/o por aumento de la compliancia (enfisema), presentan una curva muy aplanada, con una larga “cola” final, que tarda en llegar a 0.



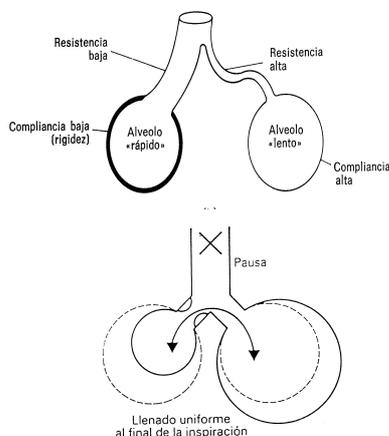
Pausa inspiratoria

La pausa inspiratoria (plateau o meseta) es una pausa opcional, que se realiza tras finalizar la insuflación del gas, durante la cual el pulmón permanece insuflado pero sin que haya flujo, y que finaliza al acabar el tiempo inspiratorio.

La aplicación de una pausa inspiratoria tiene por finalidad que la distribución intrapulmonar del gas insuflado se haga más homogénea, permitiendo que fluya desde los alvéolos que se han llenado de forma rápida (con constante de tiempo baja) hacia los alvéolos de llenado lento (con constante de tiempo prolongada). Si bien se dice que el plateau homogeneiza la distribución intrapulmonar del gas insuflado, no existen resultados concluyentes en cuanto a su eficacia.

Independientemente de que se pueda demostrar la eficacia de esta redistribución de gases, la aplicación de un tiempo de plateau suficientemente prolongado, permite monitorizar con precisión la presión obtenida al final de esta pausa, que constituye la presión plateau. La monitorización de los valores de la presión plateau, que es equivalente a la presión transalveolar teleinspiratoria, permite valorar la repercusión que ocasiona la ventilación mecánica.

LLENADO PULMONAR PAUSA INSPIRATORIA



¿Cuándo aplicar frecuencias bajas y volúmenes altos y cuando con frecuencias altas y volúmenes bajos?

Una vez calculada la ventilación minuto alveolar del paciente, ésta puede realizarse con frecuencias respiratorias bajas y por lo tanto los volúmenes tidal serán altos, o bien con frecuencias respiratorias altas y por consiguiente con volúmenes tidal bajos.

Al cálculo del volumen tidal alveolar, se debe añadir el volumen del espacio muerto, tanto anatómico como alveolar, aunque no interviene en el intercambio de gases. Por lo tanto cuanto mayor sea la frecuencia, mayor deberá ser el volumen minuto, ya que se ventila más veces el espacio muerto.

Ventilación con frecuencias respiratorias altas y volúmenes tidal bajos

Ventajas: Como el volumen insuflado en cada inspiración es pequeño, la presión pico y la presión plateau resultantes serán menores.

Indicaciones: Situaciones en las que la presión plateau está elevada: patología pulmonar restrictiva

Inconvenientes: Si los volúmenes tidal no expanden suficientemente el pulmón, pueden aparecer atelectasias.

Los volúmenes tidal bajos también pueden ocasionar lesiones pulmonares debidas al movimiento cíclico de apertura-cierre alveolar.

Las frecuencias altas, al acortar el tiempo espiratorio, facilitan la aparición de atrapamiento aéreo, con la siguiente autoPEEP, fundamentalmente en pacientes con espiración prolongada (EPOC, enfisema).

Ventilación con frecuencias respiratorias bajas y volúmenes tidal altos

Ventajas: Las frecuencias respiratorias bajas determinan tiempos espiratorios prolongados, por lo que disminuye la posibilidad de atrapamiento aéreo.

Indicaciones: Pacientes con tiempos espiratorios prolongados (patología pulmonar obstructiva).

Inconvenientes: Los volúmenes tidal elevados determinan presiones plateau más elevadas, que pueden ocasionar sobredistensión pulmonar con el consiguiente riesgo de volutrauma.

¿Cómo se debe ventilar a un paciente con patología obstructiva o con patología restrictiva?

El paciente con **patología obstructiva** se caracteriza por una disminución del flujo espiratorio ocasionada por cambios obstructivos en las vías aéreas, que determinan un aumento de las resistencias espiratorias. Por consiguiente, durante la ventilación mecánica se observará unas presiones pico elevadas. (Obstrutivo: \uparrow Raw ; \uparrow Ppk)

El objetivo fundamental en estos pacientes es proporcionar un tiempo espiratorio suficientemente largo, que asegure un completo vaciado pulmonar, y **evitar el atrapamiento aéreo**. Esto lo podemos obtener mediante dos alternativas:

- frecuencias bajas y volúmenes tidal altos, que determinan que tiempo espiratorio sea más prolongado, o
- acortar la relación I/E (1:3-1:4), con el consiguiente aumento de la duración de la espiración. Estas dos medidas, al acortar de forma directa o indirecta el tiempo inspiratorio, van a ocasionar que se registren presiones pico más elevadas.

El paciente con **patología restrictiva** se caracteriza por una reducción del parénquima pulmonar funcionante, lo que determina una disminución de la compliancia. Por consiguiente, durante la ventilación mecánica se observará unas presiones plateau elevadas. (Restrictivo: \downarrow C; \uparrow Pplt)

El objetivo fundamental en estos pacientes es **evitar el aumento de la presión plateau por encima de 35 cmH₂O**, valor que se asocia con una incidencia más elevada de lesión pulmonar inducida por el ventilador. Por ello el patrón ventilatorio más recomendable en los pacientes con patología restrictiva consiste en aplicar volúmenes tidal bajos, para evitar aumentos de la presión plateau, con frecuencia respiratoria altas.

Ventilación controlada por presión o por volumen

· Características de la ventilación controlada por presión

La ventilación controlada por volumen (VCV) y la ventilación controlada por presión (VCP) no son modos ventilatorios diferentes, sino que son el mismo modo ventilatorio, ciclado por tiempo, pero con diferente control de la variable principal.

En la ventilación controlada por presión se prefija la presión inspiratoria máxima, de forma que el respirador genera un flujo inspiratorio que presenta un rápido ascenso inicial, hasta alcanzar rápidamente el valor de presión prefijada. Una vez alcanzado este nivel de presión, el flujo presenta un descenso progresivo, por lo que se llama flujo decelerado, manteniéndose constante la presión en vías con una morfología cuadrada.

Durante la ventilación controlada por presión el flujo inspiratorio máximo obtenido con una determinada presión inspiratoria, depende de la resistencia inspiratoria y de la presión

intratorácica al final de la espiración ($V_i = P_{\text{set-Peep}}/R_i$). Por tanto, el volumen tidal insuflado en cada ciclo no es fijo, ya que depende de las características mecánicas del sistema respiratorio del paciente, del valor de presión prefijada y del tiempo inspiratorio, y cualquier modificación de estos parámetros implicará una variación del volumen tidal ($V_T = V_i \cdot t_i = (P_{\text{set-Peep}}/R_i) \cdot t_i$). Aquí radica su principal inconveniente, y por ello el valor de la presión inspiratoria se debe ajustar de forma que mantenga un volumen tidal adecuado, y así evitar la hipoventilación.

• **Ventajas e inconvenientes de cada una de las modalidades:**

En ventilación controlada por **volumen**, el parámetro controlado es el volumen, por lo que el volumen tidal entregado es siempre constante, y por tanto la ventaja es que la ventilación del paciente está asegurada. Esto se realiza a expensas de generar la presión necesaria, por lo que debe monitorizarse la presión en vías (P_{aw}), fundamentalmente la presión plateau ya que es la que indica el grado de distensión alveolar, y se debe ajustar las alarmas del límite superior de presión para evitar excesivas hiperpresiones.

En la ventilación controlada por **presión**, el parámetro controlado es la presión, de forma que el valor de la presión inspiratoria se mantiene constante y no es sobrepasada. Por tanto la ventaja de la ventilación controlada por presión radica en la limitación de la presión en vías aéreas, lo que permite ventilar a pacientes en los que la aplicación de presiones elevadas de forma continuada podría ocasionar lesiones. Por el contrario, el volumen tidal insuflado en cada ciclo no es fijo, ya que depende de las características de la mecánica ventilatoria del paciente (compliance y resistencia inspiratoria), del tiempo inspiratorio, y por supuesto del valor de presión inspiratoria prefijado. Cualquier variación de estos parámetros implicará una modificación en el volumen tidal entregado. Por tanto su principal inconveniente es la hipoventilación, y por ello se deberán fijar cuidadosamente las alarmas de volumen espirado para detectar rápidamente cualquier variación del mismo.

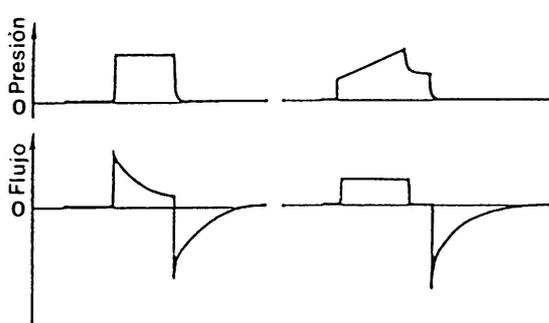
Además la ventilación controlada por presión no permite calcular los parámetros de la mecánica ventilatoria del paciente, y por tanto las variaciones de ésta solo se traducen en variaciones del volumen, sin poder diferenciar si son debidas a un cambio en las resistencias o en la compliance, lo que obliga a un mayor control del respirador.

Dado que en la ventilación controlada por presión el valor de la presión inspiratoria prefijado se mantiene constante y no es sobrepasado, se consideró que proporcionaba una mayor protección frente al barotrauma. Sin embargo la presión máxima en vías aéreas no representa un buen índice del riesgo de barotrauma, ya que el barotrauma se correlaciona con la presión plateau. Por ello, la monitorización de la presión plateau durante la ventilación controlada por volumen proporciona información sobre el grado de distensión alveolar, y manteniéndola inferior a 35 cmH₂O evitaremos el riesgo de barotrauma. Además, durante la ventilación controlada por volumen un correcto ajuste de las alarmas del límite superior de presión permite obtener una seguridad similar, con lo que independientemente de la estrategia empleada obtendremos el mismo resultado.

Los estudios iniciales sugieren que la ventilación controlada por presión mejora la distribución intrapulmonar del gas insuflado, al mantener la presión alveolar de forma más prolongada y al hacer la ventilación más homogénea. Sin embargo, no hay evidencias convincentes de que la ventilación controlada por presión se asocie a una mejoría en el intercambio de gases. Incluso un estudio reciente muestra que la ventilación controlada por volumen proporciona un mejor intercambio de gases que la ventilación controlada por presión. Además estudios experimentales muestran que el rápido inicio de elevados flujos inspiratorios en la ventilación controlada por presión puede ocasionar lesiones alveolares, consistentes en hemorragias intersticiales y engrosamiento septal alveolar.

Probablemente la ventilación controlada por presión sólo es preferible a la ventilación controlada por volumen en el manejo ventilatorio de la fistula broncopleuraleal, en la que la ventilación controlada por volumen determina que gran parte del volumen tidal se escape por la fistula. En la ventilación controlada por presión, si la fistula no es muy grande, como el flujo inspiratorio se mantiene hasta alcanzar la presión inspiratoria prefijada, se compensan en parte las fugas aéreas. Sin embargo la HFJV constituye una alternativa muy válida en fistulas de gran tamaño.

Presión - Volumen



Compliancia interna del circuito anestésico

El circuito anestésico es el conjunto de elementos que permite conducir el gas fresco desde el sistema de aporte de gases hasta el sistema respiratorio del paciente, y evacuar los gases espiratorios. Este circuito tiene un volumen interno que es la suma de los volúmenes de todos sus componentes: volumen interno del respirador, volumen del humidificador, de los tubos anillados, y del caníster (si éste está en el circuito durante la insuflación).

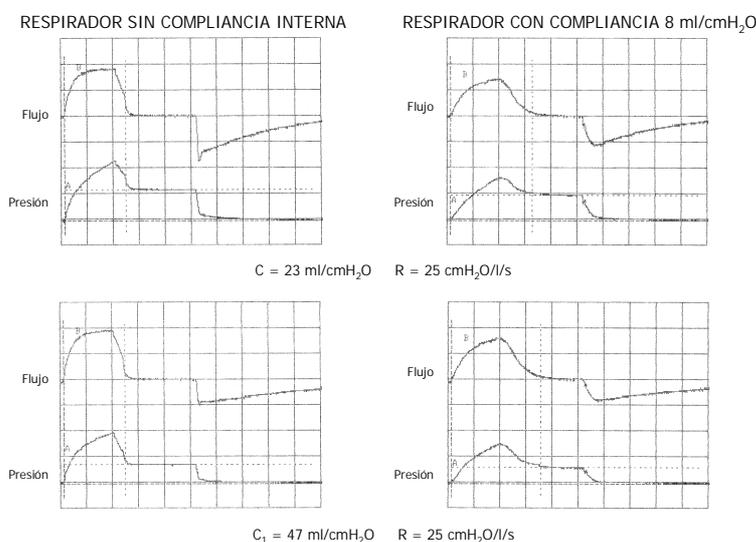
Durante la insuflación, la presión aumenta en el circuito, ocasionando una elongación y distensión de los tubos anillados, y compresión del gas dentro del circuito. Este volumen resultante de la distensión es almacenado en el circuito y no llega al paciente, por lo que el VT entregado es menor al VT prefijado. Durante la espiración, se libera el gas anteriormente comprimido junto con el que sale de los pulmones del paciente. La suma de estos dos volúmenes serán medidos en el espirómetro, no detectándose el volumen no entregado al paciente, por lo que el espirómetro sobrevalora el volumen tidal real.

El cálculo de esta pérdida de volumen se realiza multiplicando la compliancia del sistema (que debe constar en el folleto) por la presión plateau o teleinspiratoria alcanzada durante la insuflación. Por ejemplo, si la compliancia del sistema es de 5 ml/cm H₂O y la presión alcanzada es de 15 cm H₂O, la pérdida de volumen será de 75 ml, lo que implica que el paciente recibirá 75 ml menos del volumen tidal prefijado en cada insuflación. Lógicamente, cuanto mayor sea la compliancia interna o distensibilidad, mayor será el volumen que quede retenido y que no se entregue al paciente.

La compresión del circuito adquiere mayor trascendencia clínica cuando las presiones plateau son elevadas y cuando los volúmenes tidal son bajos, como en el caso de los pacientes pediátricos y de los que presentan compliancia reducida, ya que el volumen no entregado al paciente será en proporción mayor.

La compliancia de los tubos anillados es de $0,5 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$, lo que quiere decir que por cada $\text{cm H}_2\text{O}$ que aumente la presión en el tubo durante la insuflación, se comprimirán $0,5 \text{ ml}$ de gas, que no llegarán al paciente. Si se aumenta la longitud del tubo, aumentará la compliancia del mismo de forma proporcional, quedando más gas retenido en su interior.

Más trascendencia tiene la compliancia del ventilador o compresibilidad, que indica el volumen que se comprime en su interior por cada cm de H_2O de aumento de presión. En algunos respiradores adaptados a anestesia, la compliancia interna es sólo ligeramente superior a la de los tubos anillados, por lo que la compliancia total del sistema es baja. Sin embargo, otros sistemas de anestesia que presentan una alta compliancia han intentado solucionar estas pérdidas de volumen tidal mediante compensadores de compliancia interna, consistentes en que el aparato mide su compliancia interna, y en función de las presiones alcanzadas durante la ventilación, aumenta el volumen entregado, eliminando así la pérdida ocasionada. Pero en muchos casos estos mecanismos se desconectan automáticamente cuando las presiones en vías son más elevadas, para evitar riesgos de sobreinsuflación, por lo que cuando más necesario es el corrector, menos compensa el volumen. La compensación tampoco se realiza correctamente en casos de fugas, ya que al ser la presión menor por la fuga, la compensación será menor.



Otro efecto que se produce debido a los grandes volúmenes internos es la amortiguación de las ondas de flujo y presión, visualizándose las curvas de forma redondeada, suavizando las angulaciones y disminuyendo el tiempo de plateau. Esta aparente suavidad se traduce en una menor eficacia ventilatoria y en unas interpretaciones erróneas de la mecánica del paciente, simulando una resistencia menor y una peor distribución pulmonar.

