

ANALISIS GRAFICO DE LA VENTILACIÓN MECÁNICA

Klgo. Daniel Arellano

"Kinesiología" 2007. 26(2): 17 – 27.

En los últimos años el desarrollo de la Ventilación Mecánica ha sido notable, permitiendo la incorporación de importantes innovaciones en la ventilación del paciente con insuficiencia respiratoria. Dentro de estas innovaciones podemos incluir los sistemas para mejorar la entrega de oxígeno y otros gases, modalidades ventilatorias avanzadas y la monitorización gráfica de la ventilación mecánica. Esta monitorización a través de pantallas gráficas ha posibilitado la aplicación de aspectos fisiológicos de la respiración, la evaluación ventilatoria de cabecera y la optimización de la ventilación mecánica y los cuidados respiratorios ⁽¹⁾. A pesar que la gran mayoría de los ventiladores mecánicos de última generación incorporan esta tecnología para el análisis gráfico de la ventilación y la capacidad para evaluar parámetros de mecánica pulmonar, esta información no está completamente incorporada a la práctica diaria de los profesionales dedicados a los cuidados intensivos. Muchas veces, la tecnología ha superado la capacidad de los clínicos para poder interpretar y utilizar esta información.

A pesar de estos aspectos, la gráfica ventilatoria ha comenzado a ser un elemento habitual en el ambiente del paciente crítico y requiere una interpretación adecuada, de la misma forma en que un músico lee los acordes musicales en un pentagrama. Esta misma capacidad de entendimiento simbólico es necesaria para interpretar adecuadamente las curvas graficadas en el ventilador mecánico. El uso de la gráfica ventilatoria para optimizar el cuidado de nuestros pacientes requiere además el entendimiento del contexto clínico bajo el cual se obtiene esta información, de los factores que la afectan y que pueden interferir en su correcta interpretación. ⁽²⁾

CONCEPTOS BASICOS:

Generalmente, la ventilación mecánica es caracterizada por tres variables tradicionales: el volumen, la presión, el flujo (y el tiempo en el cual se aplican estas variables), las cuales tendrán comportamientos específicos frente a ciertos factores y condiciones fisiopatológicas ⁽³⁾. Para el estudio de la gráfica pulmonar estas variables interactúan y pueden ser interpretadas a través de curvas gráficas (en relación al tiempo) y el bucles o loops (interacción de más de una variable). En esta ocasión evaluaremos las curvas de presión, flujo y tiempo ⁽⁴⁾.

CURVAS:

Las curvas más utilizadas corresponden a:

- Curva Presión / Tiempo (P/t): Esta curva muestra los cambios graduales de la presión de vía aérea en relación al tiempo. La presión se expresa en centímetros de agua (cmH₂O) y el tiempo en segundos.
- Curva Flujo / Tiempo (F/t): En este caso, esta curva grafica los cambios en el flujo aéreo (tanto inspiratorio como espiratorio) en relación al tiempo. Recordemos que flujo corresponde a un concepto de velocidad y está expresado en litros por minuto (lpm). Por lo tanto esta curva grafica los cambios de velocidad que sufre un volumen de gas durante su entrada o salida del sistema respiratorio.
- Curva Volumen / Tiempo (V/t): Manifiesta la relación entre el movimiento de entrada y salida del gas aplicado al sistema respiratorio (volumen corriente) en un tiempo determinado. El volumen puede estar expresado en mililitros (mL) o litros (L).

LOOPS O BUCLES:

Los bucles se caracterizan no por comparar una variable en relación al tiempo, sino por relacionar dos variables, con el fin de proporcionar información de determinados cambios en la función pulmonar ⁽⁵⁾. Los Loops más utilizados son:

- **Volumen / Presión (V/P):** Proporciona información dinámica de la distensibilidad del sistema respiratorio. Puede ser medido en condiciones cuasi-estáticas lo cual mejora la confianza de la información medida. Es de gran utilidad para evaluar la sobredistensión pulmonar, especialmente en modalidades controladas por volumen.
- **Flujo / Volumen (F/V):** Relaciona el volumen movilizado y la velocidad con la cual es administrado (flujo). Este bucle expresa la Resistencia de la Vía Aérea (R_{va}) y es importante para la evaluación de la respuesta a un broncodilatador o presencia de fugas en el sistema paciente-ventilador.

NOMENCLATURA:

La interpretación de las curvas dependerá del modo ventilatorio utilizado y de los parámetros ventilatorios programados. Para una correcta interpretación de las alteraciones en estas curvas es necesario conocer los componentes normales a evaluar en la gráfica ventilatoria:

1. **Curva Presión / Tiempo (P/t):** Esta curva expresa el comportamiento de la presión en el tiempo (Figura 1). La presión aplicada en la vía aérea puede ser de dos tipos: **Presión positiva**, la cual es insuflada externamente al sistema respiratorio (generalmente por el VM) y se grafica por sobre la abscisa de la curva P/t, o **Presión Negativa**, que se grafica bajo la abscisa de la curva P/t. El tiempo durante el cual es aplicada la presión positiva corresponde al tiempo inspiratorio. Cabe destacar que cuando el paciente tiene programado una Presión espiratoria (PEEP o CPAP), la curva P/t aparece con una presión positiva basal sobre su eje cero (Figura 2). Cuando no se usa PEEP, toda presión generada por debajo de esta basal de presión (Abscisa) corresponde a presión negativa generada por un esfuerzo inspiratorio del paciente. Cuando el paciente se encuentra con PEEP o CPAP, la presión generada por el paciente corresponde a toda presión graficada por debajo del nivel basal de presión (PEEP o CPAP). (Figura 2). ⁽⁴⁾

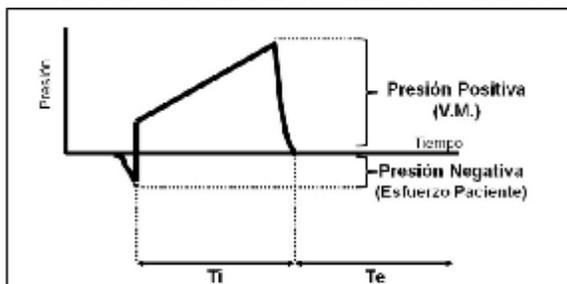


Fig. 1: Curva Presión / Tiempo. T_i = Tiempo Inspiratorio. T_e = Tiempo espiratorio. Toda presión generada sobre la abscisa es presión positiva insuflada a la vía aérea. Toda presión generada bajo la abscisa es presión negativa generada por el esfuerzo del paciente.

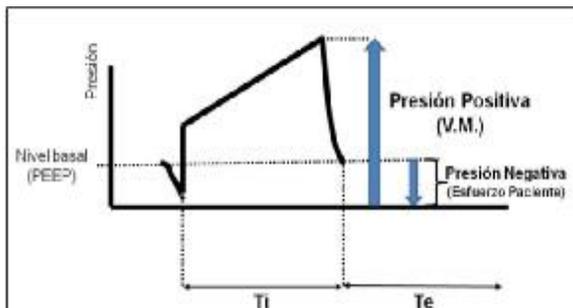
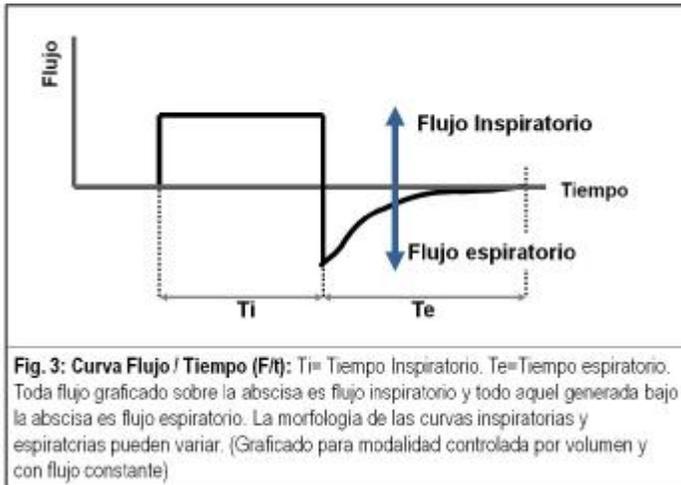


Fig. 2: Curva Presión / Tiempo (P/t) con PEEP (nivel basal de presión)

2. Curva Flujo / Tiempo (F/t): Esta curva expresa el patrón de flujo utilizado. Flujo inspiratorio



es todo aquel graficado por sobre la basal cero (abscisa o eje x) y el flujo espiratorio corresponde a aquel graficado bajo el nivel cero. (Graficado como valor "negativo", ya que el flujo espiratorio viaja en dirección contraria al flujo inspiratorio). La morfología de la curva de flujo inspiratorio dependerá de la modalidad y el tipo de control ventilatorio utilizado⁽⁴⁾: en modos controlados por Presión (PCV, PS), el flujo

inspiratorio se comportará de acuerdo a:

- la presión inspiratoria programada por el operador.
- la mecánica toracopulmonar del paciente (Compliance y resistencia).
- el esfuerzo ventilatorio que el paciente genere.

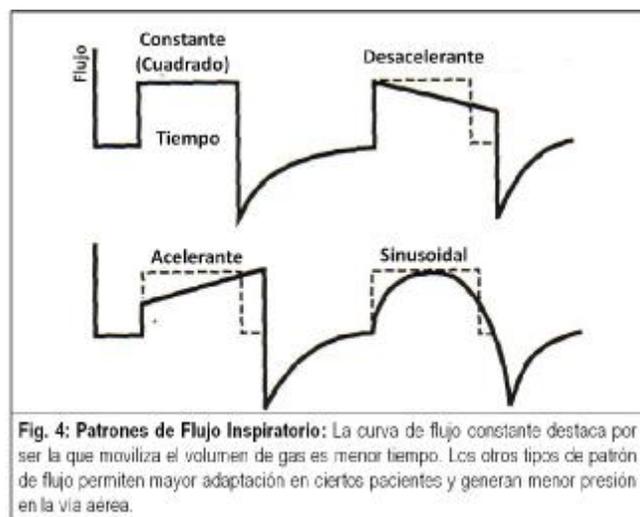
En cambio en modos controlados por volumen el flujo inspiratorio es fijo y determinado por el operador, pudiendo ser acelerante, desacelerante, constante o sinusoidal (Figura 4) (según la disponibilidad en los distintos modelos de ventiladores mecánicos).⁽⁶⁾

Flujo Constante o cuadrado: Es uno de los patrones de flujo más utilizado, especialmente en pacientes que requieren el paso del volumen corriente en el menor tiempo inspiratorio posible, con el fin de optimizar el tiempo espiratorio y el vaciamiento del pulmón (por ej. Pacientes obstructivos, EPOC, etc.).

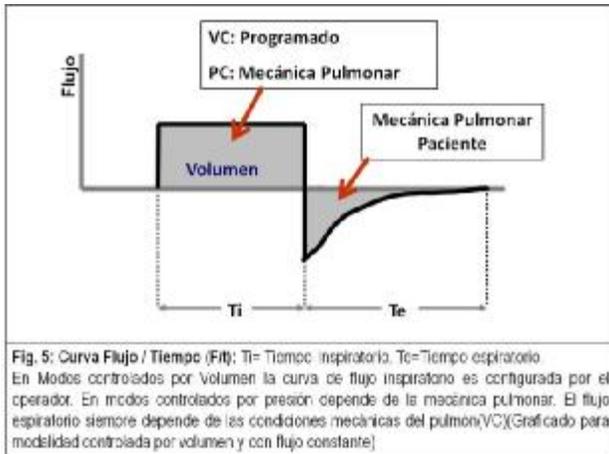
Flujo Acelerante: En este patrón el flujo comienza de cero y llega a un flujo inspiratorio máximo (peak flow) prefijado. También es usado en pacientes que requieren flujos altos.

Flujo desacelerante: Aquí el flujo comienza a un valor programado y generalmente desciende hasta cero al final de la inspiración. Este tipo de flujo es preferido en paciente con patologías restrictivas ya que genera menor presión en la vía aérea y es mejor tolerada por el paciente.

Flujo Sinusoidal: Este patrón de flujo tiene una fase de flujo ascendente seguida de un fase de flujo descendente. Es un patrón más fisiológico y a veces mejor tolerado por el paciente.

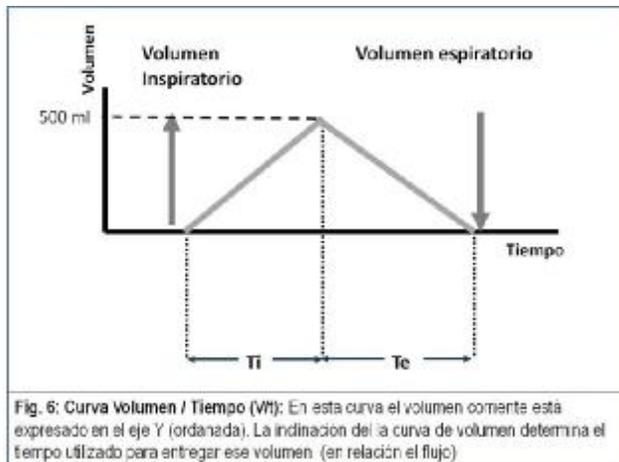


En las modalidades tradicionales, el VM realiza un trabajo sólo para ingresar el volumen de gas al pulmón, siendo la espiración pasiva; por esta razón el flujo espiratorio es dependiente de la retracción elástica del pulmón, así como de la resistencia de la vía aérea. La morfología normal de la curva de flujo espiratorio es similar en todos los modos ventilatorios. El flujo espiratorio también puede ser influenciado o modificado por un esfuerzo espiratorio activo por parte del paciente, o por maniobras externas que compriman el tórax (KTR, RCP, etc)



Cabe destacar que el área bajo la curva de flujo (tanto inspiratorio como espiratorio) corresponde al volumen de gas movilizado en el ciclo ventilatorio: volumen corriente (Figura 5).

2. Curva Volumen / Tiempo (V/t):



La curva de volumen tiene una forma más sinusoidal (Figura 6). La curva de volumen inspiratorio tiene un ascenso hasta el volumen programado (que se expresa en el eje Y). La inclinación de esta parte de la curva determina el tiempo utilizado para ingresar el volumen y está en relación al flujo inspiratorio (si está más inclinada implica un flujo inspiratorio más bajo y, por lo tanto, requerirá más tiempo para llegar al volumen programado)⁽⁷⁾. Cuando esta curva de volumen inspiratorio es más

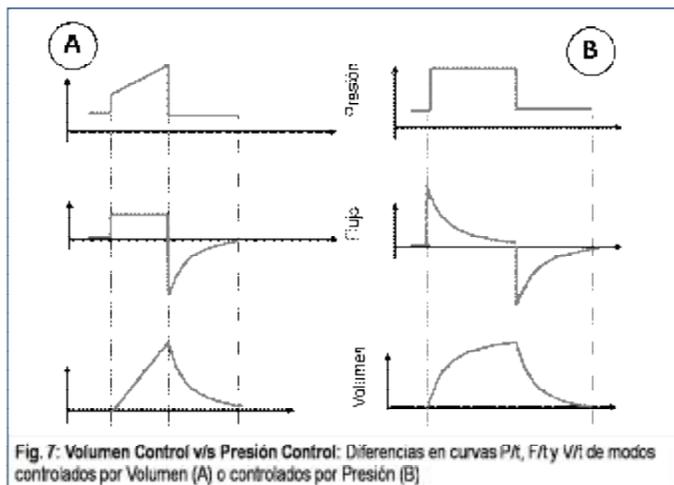
vertical, implica menor tiempo inspiratorio y un mayor flujo. La parte descendente de esta curva corresponde a la espiración y, por lo tanto, a la salida del gas desde el sistema respiratorio. La morfología de la curva V/t depende de la configuración de las curvas de flujo inspiratorio y espiratorio. Cabe destacar que el inicio de la curva de volumen debe comenzar y terminar en cero (en el eje X o abscisa). Si el volumen no llega a cero indica fuga o escape aéreo. Si la curva de volumen espiratorio sobrepasa por debajo de la abscisa (eje X) manifiesta una espiración activa por parte del paciente.

INTERPRETACION DE LAS CURVAS

Para la interpretación de la gráfica pulmonar y las diferentes curvas, se debe considerar la modalidad ventilatoria y el patrón de flujo. Por esta razón analizaremos los diferentes tipos de curvas en los dos principales modos de control (presión control y volumen control) ⁽⁸⁾ y en los patrones de flujos programados más utilizados (Flujo constante y desacelerante).

VOLUMEN CONTROL V/S PRESION CONTROL

PRESIÓN CONTROL: La ventilación controlada por presión (ya sea en modos mandatorios o espontáneos) se caracteriza por generar curvas de presión cuadradas asociadas a flujo inspiratorio desacelerante (Figura 7B). Como la presión es fija y se mantiene constante durante el tiempo inspiratorio, el flujo inspiratorio disminuye a medida que aumenta la resistencia del sistema respiratorio ⁽⁹⁾. Cabe destacar que cuando se dice que “el flujo inspiratorio disminuye” se refiere a que el gas ingresa al pulmón “cada vez más lento”. Como será explicado más adelante, la morfología de la curva de flujo inspiratorio dependerá de la mecánica



toracopulmonar, por lo que esta curva entregará información importante para la intervención kinésica. Dado que el flujo cada vez es más lento (recordar que flujo=velocidad), la entrada de volumen es mayor al comienzo del tiempo inspiratorio (curva más horizontal) y luego comienza a ser menor en relación el tiempo que transcurre (curva más horizontal).

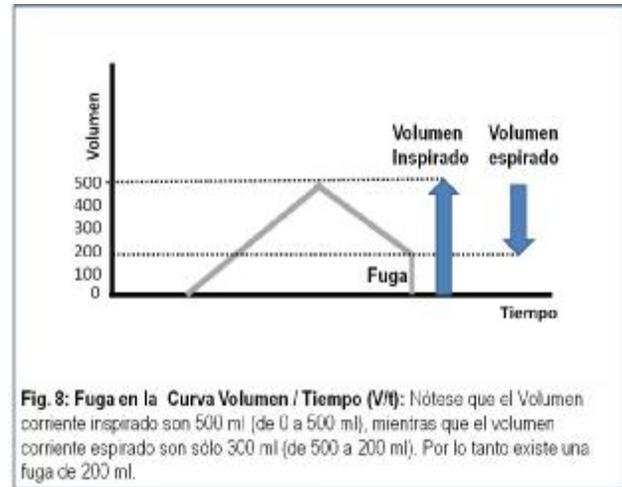
El flujo espiratorio siempre es pasivo y depende de la retracción elástica del pulmón, por lo que también es desacelerante: en un comienzo existe un flujo espiratorio peak que luego va disminuyendo su velocidad de salida hasta llegar a cero. ⁽¹⁰⁾

VOLUMEN CONTROL: En este caso el patrón de flujo es programado por el clínico por lo que puede tener distintas configuraciones ^(6,10) (Figura 4). La curva de volumen se comportará según como se programe la entrada del gas (flujo). La curva de presión variará en relación a la mecánica pulmonar y al patrón de flujo programado. Si se utiliza flujo constante (curva de flujo cuadrada) el aumento de la presión será exponencial, dado que a medida que aumenta la resistencia del sistema respiratorio, el VM debe realizar un mayor trabajo para mantener el flujo

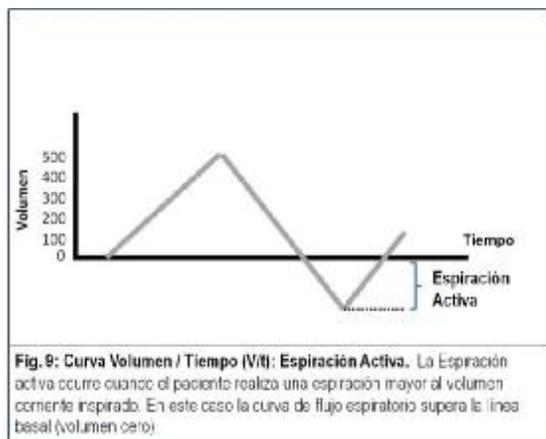
inspiratorio constante, lo que genera mayor presión. Si se utiliza un flujo desacelerante, la morfología de la curva de presión es de aspecto más “cuadrado”, ya que el descenso programado del flujo inspiratorio coincide con el aumento de la resistencia del sistema respiratorio, lo cual genera una presión en la vía aérea mas o menos constante (Figura 7A).

1. INTERPRETACION DE LA CURVA VOLUMEN / TIEMPO:

Como había sido mencionado anteriormente, la curva de volumen normalmente comienza de cero y asciende hasta el volumen programado previamente (7). Durante la espiración, a medida que el volumen espirado sale del pulmón, la curva de volumen debería descender hasta cero. Si la curva de volumen espirado no llega a cero indicaría que posiblemente existe una fuga de gas en el sistema paciente-ventilador. (Figura 8) Este signo podría estar evidenciando un escape aéreo (11) a nivel del circuito del ventilador (conexiones del circuito mal ajustadas, etc), a nivel de la vía aérea artificial (TET mal posicionado o cuff desinflado) o a nivel del paciente (fístula broncopleurales, neumotórax, etc).



Cuando se pesquisa alteración de la curva de volumen/tiempo se debe comprobar la hermeticidad del circuito del VM, del TET o TQT y evaluar al paciente (Figura 10). Cuando la curva espiratoria sobrepasa el valor cero, por debajo de la abscisa (eje X o del tiempo), indica que el paciente está exhalando un volumen mayor al inspirado, es decir, está realizando una espiración activa (Figura 9). Este fenómeno también puede ocurrir cuando se realizan maniobras de compresión torácica (KTR) o cuando el paciente tose.



Cabe destacar que cuando el paciente realiza una espiración activa, elimina un volumen de gas que forma parte de la Capacidad Residual Funcional (CRF), el cual en algún momento recuperará, por lo cual no es raro que cuando existe espiración activa por parte del paciente, la curva de volumen espiratorio no llegue a cero en algunos ciclos respiratorios. Este fenómeno es compensatorio.

2. INTERPRETACION DE LA CURVA PRESION / TIEMPO:

La curva P/t variará según el modo de control del ciclo ventilatorio (Volumen o Presión Control) y del patrón de flujo utilizado (cuando la ventilación es controlada por volumen). Por esta razón se evaluará la curva P/t bajo estas circunstancias:

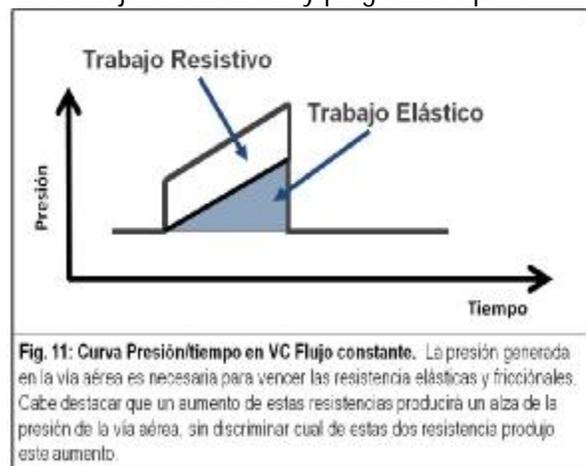
2.1. Curva P/t en Presión Control:

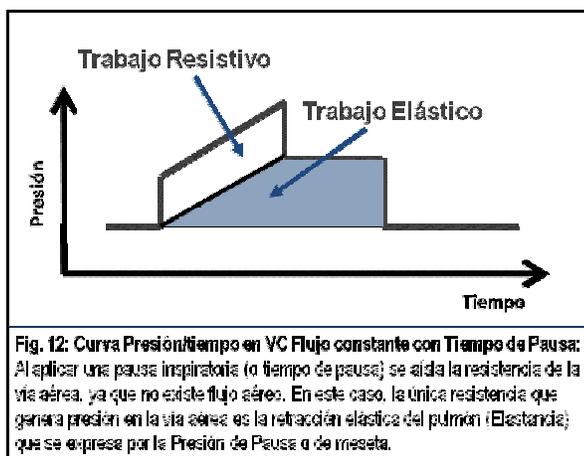
Como se mencionó anteriormente, las modalidades controladas por presión (PC) se caracterizan por ser limitadas por presión, lo que genera una curva de presión cuadrada (presión constante) y una curva de flujo desacelerante. En este caso la curva de presión se puede considerar constante e inmodificable, aunque es importante destacar que en los VM de última generación se podría variar su configuración a través del uso de Rise Time (o Rampa). Este comando permite generar una presurización más lenta de la vía aérea, lo cual genera una curva de presión de aspecto más "ascendente" (o acelerante) ⁽¹²⁾.

2.1. Curva P/t en Volumen Control:

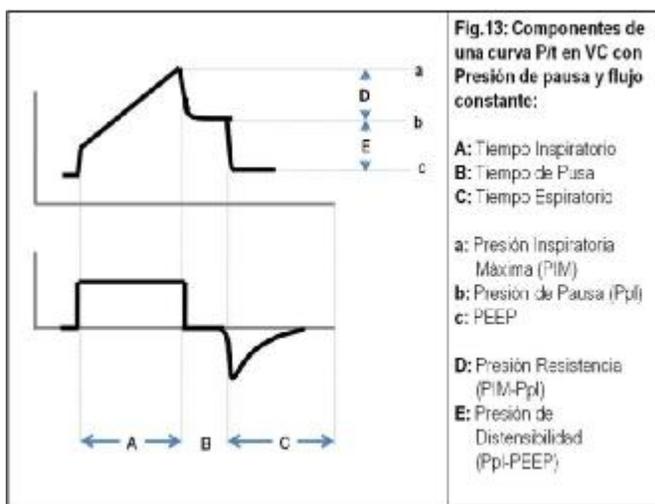
2.1.1. VC con Flujo Constante:

Como ya se mencionó, la ventilación controlada por Volumen (VC) que utiliza flujo constante, se caracteriza por generar una curva de flujo cuadrada y una curva de presión exponencial (ascendente). En este caso la curva de flujo es invariable y programada por el clínico, mientras que la curva de presión variará según las condiciones mecánicas del pulmón. La presión generada en la vía aérea es producto del trabajo realizado por el VM para vencer las resistencias friccionales (Resistencia de la Vía Aérea, Rva) y las resistencias elásticas (Elastancia) (Figura 11). Si empeora la Resistencia de la Vía Aérea (Rva) y/o la Distensibilidad, la presión en la vía aérea aumentará. En este caso no es posible discriminar si el aumento de la Presión máxima de la vía aérea fue por alteración de la distensibilidad o la resistencia. ^(13,14)





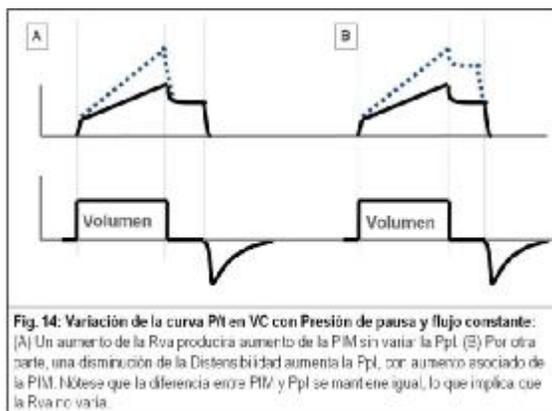
espiratorias del VM, lo cual mantiene el volumen de gas atrapado dentro del pulmón por un tiempo determinado. Durante este tiempo de pausa no existe flujo aéreo, por lo que la presión de la vía aérea cae (ya que al no existir flujo aéreo no existiría resistencia de la vía aérea) ⁽¹⁵⁾. Al no existir flujo aéreo, la única resistencia a vencer por el VM es la retracción elástica del pulmón (expresada por la Presión de Pausa, también conocida como Presión Plateau o de meseta) (Figura 12)



Para poder discriminar entre la presión generada por las resistencias elásticas y friccionales, se puede realizar una maniobra generalmente disponible en la mayoría de los ventiladores y fácil de realizar: una pausa inspiratoria mantenida (o tiempo de pausa). La pausa inspiratoria se realiza al final de la inspiración y consiste en el cierre de las válvulas inspiratorias y

La diferencia entre la PIM y la Ppl corresponde a la presión necesaria para vencer la carga resistiva impuesta al sistema respiratorio (Rva). Esta diferencia de presión también puede ser conocida como Presión de Resistencia. La diferencia entre la Ppl y el PEEP corresponde a la presión necesaria para vencer la carga elástica o retracción elástica del pulmón (Elastancia). Esta diferencia de presión es conocida como Presión de Distensibilidad. (Figura 13)

La medición de la presión de pausa permite discriminar cualitativamente entre alteraciones de la Distensibilidad o de la Rva, lo cual orienta el manejo terapéutico a seguir (Figura 14). Un aumento de la Rva produciría un aumento de la presión inspiratoria máxima (PIM) sin variar la Presión Plateau (Ppl). Por otra parte, una disminución de la distensibilidad toracopulmonar (por lo tanto un aumento de la Elastancia o retracción elástica



del pulmón) se manifestaría por un aumento de la PIM y de la Ppl. Si no existe alteración de la Rva, la diferencia entre PIM y Ppl se debería mantener intacta (4).

Bajo estas mismas condiciones, y si conocemos los valores numéricos de los parámetros ventilatorios, se podría evaluar cuantitativamente la Distensibilidad estática (16) (Cest) y la Rva (17), a través de la aplicación de las siguientes fórmulas:

$$D.Est. = \frac{\text{Volumen Corriente Espirado (ml)}}{P^o \text{ Pausa} - PEEP \text{ (cmH2O)}}$$

$$Rva = \frac{P^o \text{ Insp. Máx.} - P^o \text{ Pausa (cmH2O)}}{\text{Flujo Inspiratorio (L/seg)}}$$

Cabe destacar que para medir la Rva es necesario contar con flujo constante. Para medir la distensibilidad estática es necesaria aplicar una pausa inspiratoria que genere la Ppl. En muchos VM es necesario realizar esta maniobra en modalidades controladas por volumen, aunque los VM más modernos también permiten su medición en modos controlados por presión.

2.1.2. VC con Flujo Desacelerante:

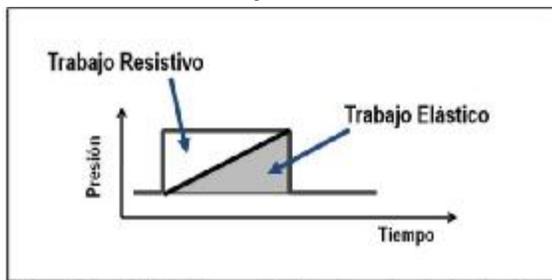


Fig. 15: Curva Presión/tiempo en VC Flujo desacelerante : De la misma forma que en el modo VC flujo constante, la presión generada es la necesaria para vencer las resistencias elásticas y friccionales

La ventilación controlada por volumen con flujo desacelerante se caracteriza por generar un patrón de flujo donde el gas ingresa al sistema respiratorio a gran velocidad en un comienzo, y luego va progresivamente disminuyendo su velocidad hasta llegar a cero. Cuando se programa este patrón de flujo, la curva de presión tiende a ser más cuadrada.

De la misma forma que con flujo constante, la curva de flujo es invariable, y la curva de presión variará según las condiciones mecánicas del sistema respiratorio (14). (Fig. 15). Si existe un aumento de la carga resistiva (Rva), la curva P/t presenta un aumento de la presión generada para vencer estas fuerzas resistivas, por lo cual la curva P/t tiende a tomar una apariencia de “curva desacelerante”, con un aumento de presión al comienzo del ciclo inspiratorio (Fig. 16 A). Cuando la alteración de la mecánica pulmonar es por aumento de la retracción elástica (aumento de la elastancia y, por lo tanto, caída de la distensibilidad), la curva P/t tiene un aspecto de “curva ascelerante” (fig. 16 B), con un aumento de presión al final de la inspiración.

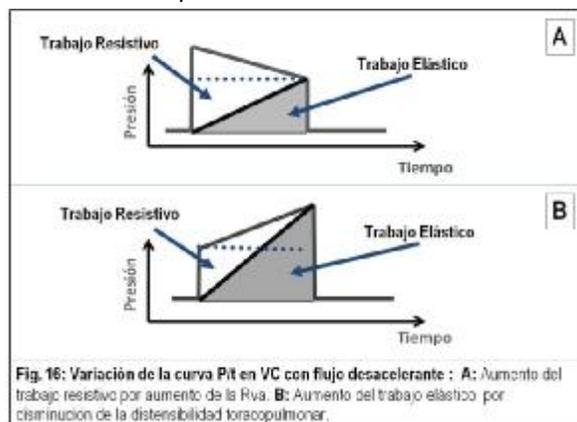
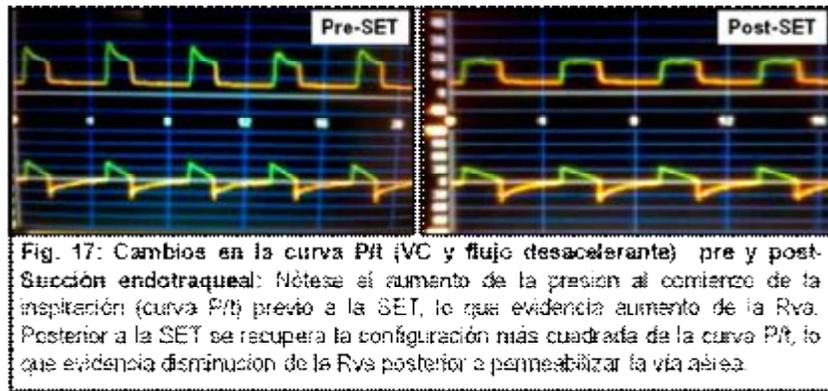


Fig. 16: Variación de la curva Pit en VC con flujo desacelerante : A: Aumento del trabajo resistivo por aumento de la Rva. B: Aumento del trabajo elástico por disminución de la distensibilidad toracopulmonar.

Comprender el comportamiento de las curvas P/t es de gran utilidad para el Kinesiólogo, ya que permite evaluar las alteraciones de la mecánica toracopulmonar y cómo se modifica con el tratamiento kinésico. Por ejemplo, la permeabilización de la vía aérea disminuiría la Rva, así como la resolución de un atelectasia mejoraría la distensibilidad ⁽¹⁸⁾. (Fig.17).



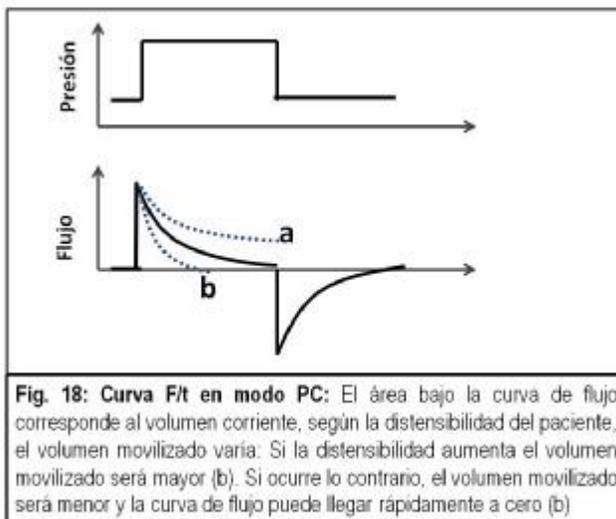
Es importante mencionar además que la gráfica pulmonar permite evaluar la correcta realización de las técnicas kinésicas. Las compresiones torácicas pueden modificar las curvas P/t en Volumen Control (VC) ⁽¹⁹⁾. Por ejemplo, una descompresión del tórax durante la kinesiterapia disminuiría la PIM, en cambio, si esta misma maniobra se realiza de manera tardía (posterior al comienzo de la inspiración) generará presiones elevadas en la vía aérea, especialmente al comienzo de la inspiración (similar a Fig. 16A). Por otra parte, la compresión muy precoz de la pared costal puede generar presión sobre el tórax antes que finalice el tiempo inspiratorio, lo cual aumentará la presión de vía aérea al final del ciclo ventilatorio (similar a 16B). El análisis de las técnicas kinésicas en relación a la gráfica pulmonar será realizado en una próxima publicación.

3. INTERPRETACION DE LA CURVA FLUJO / TIEMPO:

El comportamiento del flujo inspiratorio dependerá de la modalidad usada, en modos VC será invariable, mientras que en modos controlados por presión la curva F/t será variable y dependerá del comportamiento de la Distensibilidad y la Rva. Además, hay que recordar que en VM, la espiración es pasiva, por lo que la morfología de la curva de flujo espiratorio dependerá de la mecánica toracopulmonar. Dado que la espiración es similar en todas las modalidades, la curva F/t en esta fase siempre entregará información importante.

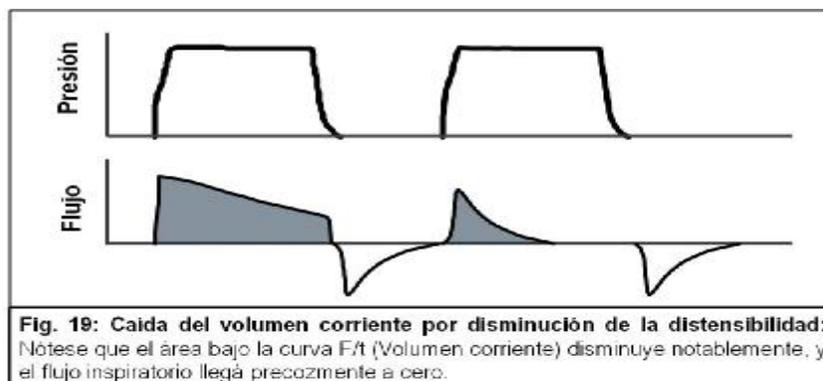
3.2. Curva F/t: Flujo Inspiratorio:

Esta curva se debe estudiar en modos controlados por presión, donde será modificable y dependiente de la mecánica. Es necesario recordar que el área bajo la curva de flujo corresponde al volumen movilizado (volumen corriente). El volumen corriente dependerá de la presión inspiratoria programada, del tiempo de aplicación de la presión y de la distensibilidad toracopulmonar del paciente. A mayor distensibilidad será mayor el volumen corriente (20). También es importante recordar que el flujo inspiratorio no necesariamente llegará a cero al final de la inspiración, en modos limitados por presión y ciclados por tiempo (PC), si el tiempo inspiratorio es corto, probablemente el flujo inspiratorio no llegará a cero, lo que indica que el paciente, en relación a la presión programada y su distensibilidad, podría movilizar mayor volumen. En otros casos el tiempo inspiratorio será más largo o la distensibilidad será menor, por lo que el flujo inspiratorio llegará a cero antes de terminar el ciclo inspiratorio (Fig.18).



de la inspiración, en modos limitados por presión y ciclados por tiempo (PC), si el tiempo inspiratorio es corto, probablemente el flujo inspiratorio no llegará a cero, lo que indica que el paciente, en relación a la presión programada y su distensibilidad, podría movilizar mayor volumen. En otros casos el tiempo inspiratorio será más largo o la distensibilidad será menor, por lo que el flujo inspiratorio llegará a cero antes de terminar el ciclo inspiratorio (Fig.18).

Basado en esta información, la curva de flujo inspiratorio puede entregar información cualitativa de cómo se encuentra la distensibilidad del sistema respiratorio. Variaciones en esta curva indicaría alteraciones de la capacidad elástica del pulmón, como por ejemplo en neumonía, SDRA, atelectasia, neumotórax, etc., lo cual se evidencia por disminución del volumen corriente movilizado en PC, con caída precoz de la curva de flujo inspiratorio a cero. (Fig.19). Esta curva también se puede alterar en casos de obstrucción importante de la vía aérea artificial, como se verá más adelante.



3.2. Curva F/t: Flujo Espiratorio:

En VM la espiración es pasiva y la salida del gas desde el sistema respiratorio depende directamente de la retracción elástica del pulmón y de la Rva, por lo que la evaluación del flujo espiratorio (a través de la curva F/t) es de vital importancia para analizar el estado de la mecánica torapulmonar y la evolución de una patología determinada que la afecte. Como se mencionó anteriormente, el principal factor que determina la salida del gas está dado por la retracción elástica del pulmón. La retracción elástica del pulmón (REP, también conocida como elasticidad o Elastancia), se puede definir como la propiedad mecánica que poseen ciertos elementos de sufrir deformaciones reversibles cuando son sometidos a la acción de fuerzas exteriores, y de recuperar su forma original cuando estas fuerzas exteriores cesan su acción⁽²¹⁾. Estas "fuerzas exteriores" corresponderían a la acción muscular inspiratoria que ayuda a generar los cambios del volumen intrapulmonar y a la "deformación" del parénquima durante la insuflación. Bajo términos físicos, un pulmón al ser más elástico va a requerir mayor energía para deformarlo (insuflarlo) y en la espiración

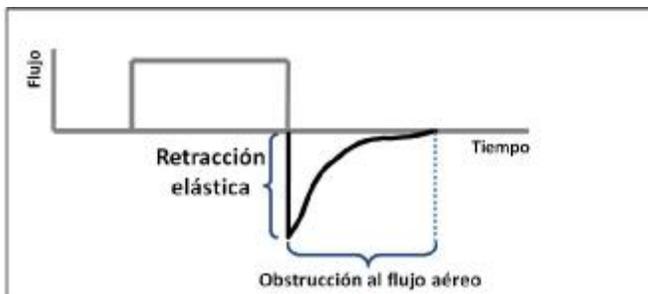


Fig. 20: Curva F/t: Flujo espiratorio: El flujo espiratorio Pick está determinado por la retracción elástica del pulmón (REP): $A > REP > \text{flujo espiratorio Pick}$. El resto de la curva permite evaluar el grado de obstrucción de la vía aérea y la capacidad de eliminar el gas espirado.

va a volver más rápidamente a su posición inicial. Al recuperar más rápido su posición inicial implica que más rápidamente se vaciará, por lo que generará un flujo espiratorio mayor. Resumiendo, a mayor elastancia, mayor energía se necesita para insuflar, y mayor será la retracción elástica en la espiración, por lo tanto, mayor flujo espiratorio. Es importante recordar que la elastancia corresponde a lo inverso a la distensibilidad, a medida que disminuya

la distensibilidad la elastancia aumenta, y viceversa. Basado en estos conceptos podemos asumir que un paciente con baja distensibilidad tendrá una alta elastancia y, por lo tanto, tendrá una gran retracción elástica que generará un flujo espiratorio más alto (A mayor elastancia, mayor flujo espiratorio. Recordar que flujo=velocidad).

Al analizar la espiración en la curva F/t es posible estudiar la retracción elástica del pulmón (a través del flujo espiratorio máximo - FEM) y también la limitación al flujo aéreo (fig. 20).

Como fue comentado, un paciente con distensibilidad disminuida tendrá una elastancia elevada, este aumento de la REP producirá un flujo pick elevado en el momento de la espiración (Fig.21). Por lo tanto, a diferencia de la valoración con espirometría, en VM la presencia de un elevado flujo espiratorio máximo (pick) se debe asociar a pacientes con pulmón poco distensible, con gran REP.

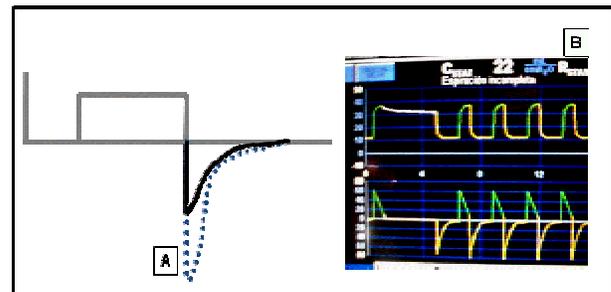
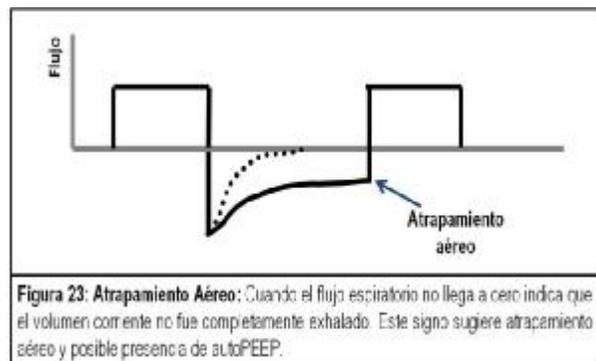
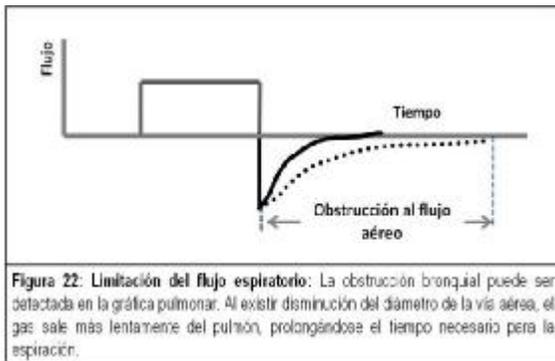
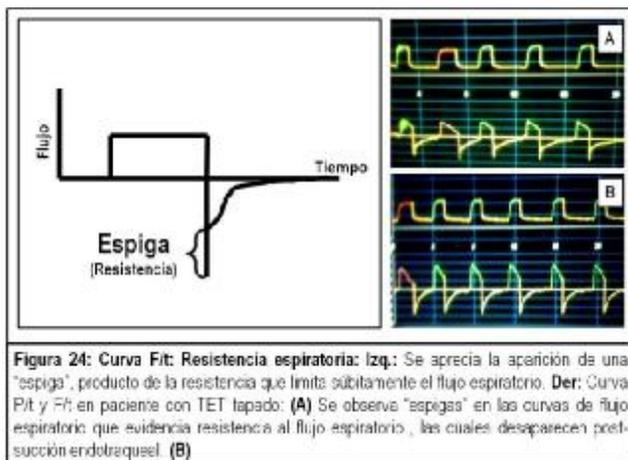


Fig. 21: Flujo espiratorio Pick y Retracción elástica del Pulmón: La elastancia (REP) es inversamente proporcional a la distensibilidad: El flujo espiratorio pick es proporcional a la elastancia. Por lo tanto, distensibilidades bajas van a generar aumento de la elastancia y flujos espiratorio pick mayor (A). B: Curva P/t y F/t en paciente con baja distensibilidad (22ml/cmH2O). Nótese una Ppl alta y altos flujos espiratorios pick generados (mayores que el flujo inspiratorio), que incluso sobrepasan el margen visible en pantalla.

La obstrucción de la vía aérea y la limitación del flujo aéreo pueden ser evaluadas a través de la curva F/t, observando el comportamiento del flujo espiratorio (Fig. 22). En condiciones normales, la REP produce un flujo espiratorio alto al comienzo (FEM), posteriormente el gas espirado comienza a salir cada vez más lento del sistema respiratorio hasta llegar a cero (Fig. 20) (22). En pacientes con obstrucción al flujo aéreo, el gas demorará más tiempo en ser exhalado, lo que aumenta el tiempo necesario para vaciar el pulmón (Fig. 22). El flujo espiratorio siempre debe llegar a cero, lo cual indica la salida íntegra del volumen corriente que había sido inspirado (23). Cuando la curva de flujo espiratorio no llega a cero antes del comienzo de un nuevo ciclo ventilatorio, indicaría que no se exhaló completamente el volumen de aire inspirado, evidenciando atrapamiento aéreo y posible generación de autoPEEP (24) (Fig. 23). El autoPEEP (también conocido como PEEP intrínseco) corresponde a la presión generada en el sistema respiratorio por el atrapamiento aéreo, la cual no es programada ni deseada y sólo es posible evidenciarla aplicando una pausa espiratoria prolongada durante la VM. El autoPEEP puede alterar la mecánica ventilatoria, aumentar el trabajo respiratorio y favorecer la sobredistensión pulmonar. Este atrapamiento aéreo y el consiguiente autoPEEP también pueden aparecer cuando no es bien ajustada la programación del VM, especialmente si la frecuencia respiratoria programada es muy alta o el tiempo espiratorio es muy corto (23,24).



Signos de Obstrucción en curva F/t:



La curva de flujo espiratorio también puede evidenciar oclusión de la vía aérea artificial (VAA) por secreciones o de los filtros humidificadores.

Ya fue mencionado que el Flujo espiratorio pick (FEP) es influenciado por la REP. Cabe destacar que en casos donde existe una resistencia importante al flujo espiratorio (por broncoespasmo o secreciones por ejemplo) este FEP se verá limitado y se restringirá súbitamente la salida del gas, este fenómeno provoca un cambio

de configuración de la curva de flujo espiratorio, dando una forma de “espiga”. La aparición de esta espiga siempre denota resistencia a la salida del gas, lo cual puede sugerir secreciones en la VAA u obstrucción importante de la vía aérea (Fig. 24).

Cuando la obstrucción es mayor, un estrechamiento importante de la vía aérea además limitará la salida del gas en toda la espiración (no solo al comienzo), no permite un flujo espiratorio elevado, por lo que el gas sale del pulmón en un tiempo prolongado y a baja velocidad. Esta salida del gas a flujos muy bajos y en un tiempo prolongado se aprecia como un “encajonamiento” de la curva de flujo espiratorio (Fig.25A). La presencia de este “encajonamiento” expresa una obstrucción severa de la vía aérea o del TET (o TQT), lo cual requiere atención inmediata (Fig. 26). Cuando el encajonamiento y la aparición de espiga comprometen también la curva de flujo inspiratorio existiría una resistencia aumentada a nivel global, tanto a la inspiración como a la espiración. Este fenómeno evidenciaría una obstrucción del TET, generalmente por tapón mucoso (Otras causas incluyen la obstrucción del filtro humidificador, pacientes que muerden el TET o sistemas de fijación del TET muy ajustados). Cuando la curva de flujo inspiratorio no se altera, la causa de obstrucción más probable es broncoespasmo u otro tipo de obstrucción de la vía aérea (no en vía aérea artificial). (Fig. 25B)

Estudios recientes han comprobado que la alteración de la curva de flujo es más sensible y precoz en detectar alteración de la resistencia a la salida del flujo aéreo que el aumento de la PIM⁽²⁵⁾.

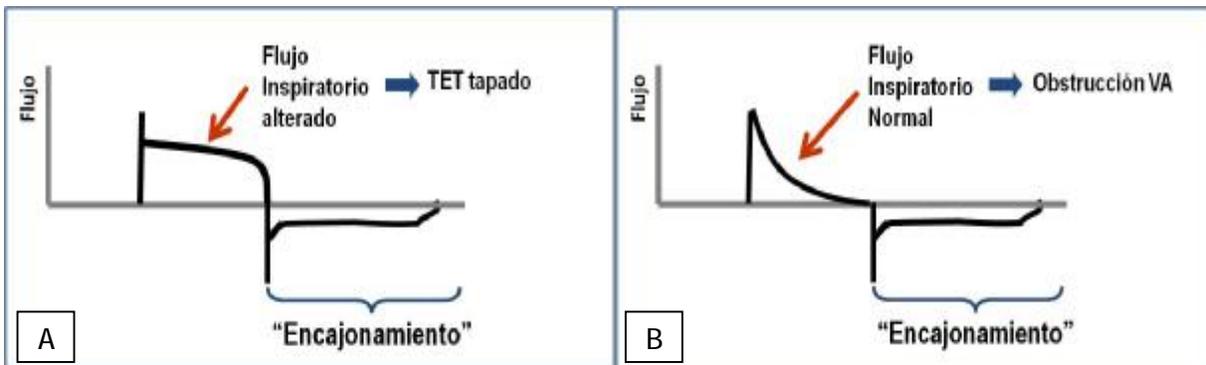


Figura 25: Alteración de la curva F/t durante la obstrucción: El “encajonamiento” de la curva de flujo espiratorio y la aparición de “espiga” indican obstrucción severa a la salida del gas. Esta obstrucción puede ser debido a tapón mucoso o secreciones en la vía aérea como a broncoespasmo. La alteración de la curva de flujo inspiratorio permite discriminar cual es el origen de la alteración. Si la curva de flujo también se encajona y aparece espiga indica una resistencia tanto a la inspiración como a la espiración, por lo tanto la causa más probable es TET ocluido (A). Cuando la curva de flujo inspiratorio está indemne no habría alteración de la resistencia inspiratoria, por lo que el aumento de la Rva es probablemente por broncoespasmo (B).



Figura 26: Curva F/t en tubo endotraqueal ocluido en PC: A: Curva F/t alterada: Encajonamiento y espiga en curva de flujo inspiratoria y espiratoria. B: Cambio de TET. C: Normalización de la curva F/t: flujo inspiratorio y espiratorio nuevamente desacelerante. Curva flujo espiratorio llega a cero.

CONCLUSION:

El análisis gráfico de la VM nos permite la evaluación de la mecánica pulmonar y es de vital importancia para el Kinesiólogo que trabaja con pacientes en VM. La aplicación e interpretación de la gráfica pulmonar nos permite:

- Estudiar las propiedades mecánicas del sistema respiratorio en condiciones pasivas (estáticas) y activas (dinámicas).
- Diferenciar cuadros patológicos, especialmente obstructivos y restrictivos.
- Informar sobre la evolución de la patología de base y efectos de la ventilación mecánica.
- Determinar efectos de procedimientos en la condición del paciente (KTR, maniobras de reclutamiento alveolar, broncodilatación, etc)
- Optimizar la asistencia ventilatoria y los diferentes tratamientos aplicados al paciente.
- Evitar complicaciones.

Por último, no podemos olvidar que toda tecnología que utilicemos nos ayudará a un mejor entendimiento de la condición del paciente, pero la principal herramienta de evaluación pasa por nuestro criterio y razonamiento clínico, los cuales deben estar basados en nuestra experiencia y en una sólida base científica y técnica.

REFERENCIAS

1. Hess DR "Applied Respiratory Physiology: Use of Ventilator Waveforms and Mechanics in the Management of Critically Ill Patients" *Respir Care* 2005;50(1):26-27 (Foreword)
2. Durbin C. "Applied Respiratory Physiology: Use of Ventilator Waveforms and Mechanics in the Management of Critically Ill Patients" *Respir Care* 2005;50(2):287-293
3. Lucangelo U, Bernabe F and Blanch L "Respiratory Mechanics Derived From Signals in the Ventilator Circuit" *Respir Care* 2005;50(1):55- 65.

4. MacIntyre N. "Graphical Analysis of Flow, Pressure and Volume during Mechanical Ventilation". Third Edition. Editorial InterMed. Riverside, 1991.
5. Harris RS "Pressure-Volume Curves of the Respiratory System" *Respir Care* 2005;50(1):78 – 98.
6. MacIntyre N., Branson R. Capítulo: "Clasificación de los Ventiladores Mecánicos". En "Ventilación Mecánica" Editorial Mc Graw Hill Interamericana. Ciudad de México. 2002
7. Waugh JB, Deshpande VM, Harwood RJ. "Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms" Editorial Prentice-Hall. New Jersey, USA, 1999.
8. Hess D., Kacmarek R. Capítulo 6: "Flows, Waveforms, I:E Ratios". En "Essentials in Mechanical Ventilation" Segunda edición. Editorial Mc Graw Hill. New York, 2002.
9. Arellano D. "Nuevos Modos Ventilatorios" *Kinesiología* 2007; 26 (1): 21-27
10. Campbell R., Davis B. "Pressure-Controlled versus Volume-Controlled Ventilation: Does it Matter?" *Respir Care*. 2002; 47(4): 416-426
11. Raoof S. Capítulo 6: "Basics of Initial Ventilator Set-Up". En "Mechanical Ventilation Manual". American College of Physicians, Philadelphia. 1998.
12. Nilsestuen JO., Hargett KD. "Using Ventilator Graphics to Identify Patient-Ventilator Asynchrony" *Respir Care* 2005; 50(2): 202–232
13. MacIntyre NR "Respiratory Mechanics in the Patient Who Is Weaning From the Ventilator" *Respir Care* 2005; 50(2): 275–284.
14. MacIntyre N. Capítulo 6: "Respiratory System Mechanics" En "Mechanical Ventilation". Editorial Saunder. Philadelphia, 2001
15. Bigatello LM, Davignon KR, Stelfox HT "Respiratory Mechanics and Ventilator Waveforms in the Patient With Acute Lung Injury" *Respir Care* 2005; 50(2):235–244.
16. Chang DW. Capítulo 13: "Compliance: Static (Cst)". En "Respiratory Care Calculations" Second Edition. Editorial Delmar. Albany. 1999.
17. Chang DW. Capítulo 1: "Airway Resistance: Estimated (Raw)". En "Respiratory Care Calculations" Second Edition. Editorial Delmar. Albany. 1999.
18. Arellano D. "Efectos de la Kinesiterapia Respiratoria sobre la Mecánica Pulmonar del Paciente Crítico". *Rev Chil Med Intensa* (2001); 16 (4): 251 –255.
19. Alarcón R., Arellano D., Góngora I., Salvatierra D., Medel M. "Efecto de las Maniobras de Expansión Pulmonar sobre la Presión Inspiratoria Máxima en modalidad Volumen Control". *Rev Chil Med Intensa* (2004); 19 (3): 179-186. (Abstract)
20. Blanch L., Bernabe F., Lucangelo U. "Measurement of Air Trapping, Intrinsic Positive End-Expiratory Pressure, and Dynamic Hyperinflation in Mechanically Ventilated Patients" *Respir Care* 2005; 50(1):110 –123.
21. Susan Pilbeam: Capítulo: "Basic Terms and Concepts in Mechanical Ventilation" En "Mechanical Ventilation", Physiological and Clinical Applications" Editorial Mosby. Missouri.1998
22. Blanch L., Bernabe F., Lucangelo U. "Measurement of Air Trapping, Intrinsic Positive End-Expiratory Pressure, and Dynamic Hyperinflation in Mechanically Ventilated Patients" *Respir Care* 2005; 50 (1):110 –123.
23. Dhand R. "Ventilator Graphics and Respiratory Mechanics in the Patient With Obstructive Lung Disease" *Respir Care* 2005; 50(2):246 –259.
24. Kawati R. et al. "Peak Airway Pressure Increase Is a Late Warning Sign of Partial Endotracheal Tube Obstruction Whereas Change in Expiratory Flow Is an Early Warning Sign". *Anesth Analg* 2005; 100:889–93