



CAPÍTULO 1

Monitoreo gráfico y ventilatorio en UCI

Graphic monitoring in mechanical ventilation

Víctor Hugo Estupiñán Pérez

Universidad Santiago de Cali, Colombia, Cali

© <https://orcid.org/0000-0001-8846-4579>

✉ victor.estupinan00@usc.edu.co

María de los Ángeles Estupiñán Soto

Hospital Universitario del Valle Evaristo García,

Colombia, Cali

© <https://orcid.org/0000-0002-2079-3859>

✉ mariaestupinan4@gmail.com

Resumen

La monitorización de la ventilación mecánica del paciente en estado crítico adulto y pediátrico, permite detectar en forma oportuna los eventos que pueden llegar a producirse durante este soporte invasivo, de tal manera que se pueda evitar la lesión inducida por el respirador. De esta manera en este capítulo se conocerá la forma de ciclado de los ventiladores, los bucles que se producen de acuerdo con cada modo ventilatorio. Así mismo, la identificación de los diferentes problemas mediante la presentación gráfica de los bucles.

Palabras claves: monitorización, bucles, ventilación mecánica, pediatría, adulto.

Abstract

The monitoring of the mechanical ventilation of the patient in critical adult and pediatric condition allows to detect in a timely manner the events that may occur during this invasive support, so that the injury induced by the respirator can be avoided. In this way this chapter we will know the cycling form of the fans, the loops that are produced according to each ventilatory mode. Likewise, the identification of different problems by graphical presentation of loops.

Keywords: monitoring, loops, mechanical ventilation, pediatric, adult.

Cita este capítulo / Cite this chapter

Estupiñán Pérez VH, Estupiñán Soto MA. Monitoreo gráfico y ventilatorio en UCI. En: Estupiñán Pérez VH, editor científico. Monitoreo gráfico y ventilatorio en la Unidad de Cuidados Intensivos (UCI). Cali, Colombia: Universidad Santiago de Cali; 2024. p. 11-55.

Introducción

La ventilación mecánica en las unidades de cuidado intensivo permite establecer un soporte respiratorio acorde a las necesidades respiratorias de cada paciente para lo cual, es necesario adecuar los parámetros del ventilador, con el fin de lograr un mejor intercambio de gases, sin embargo, una inadecuada programación de los parámetros ventilatorios, el desconocimiento de la fisiopatología pulmonar o una mala interpretación del monitoreo de curvas y bucles puede contribuir a lesión pulmonar.

Con el advenimiento de los microchips el avance de la monitoria permitió realizar una ventilación más segura a través del monitoreo de curvas y bucles de los pacientes críticos. El análisis de los gráficos en pantalla marcó el comienzo de una nueva y emocionante era en el manejo del paciente ventilado, ya que permitió obtener datos continuos de los cambios que se producían en la mecánica pulmonar.

Hoy en día los ventiladores mecánicos permiten una visualización constante de las ondas brindando la capacidad de observar y documentar mediciones en tiempo real, y de las interacciones paciente-ventilador. En el pasado, podían confirmarse mediante equipos sofisticados y requerían un esfuerzo para su interpretación.

A través de la valoración de curvas y bucles se puede evaluar la sincronía del modo ventilatorio, si existe sobre distensión pulmonar, la evolución de la mecánica pulmonar, y la idoneidad de los ajustes de los parámetros del ventilador, lo que ha permitido el manejo de los parámetros del ventilador de una manera más confiable y segura.

El monitoreo gráfico es una práctica común para el personal de salud de las unidades de cuidado intensivo, este permite evaluar y manejar el paciente conectado a ventilación mecánica, en combinación con la capnografía y gases en sangre arterial, además proporcionaran una descripción general y completa de la idoneidad de la configuración actual de los parámetros del respirador, e identificar la fuente de la asincronía paciente-ventilador, todo esto con el fin de monitorear el estado de la enfermedad y dar soluciones adecuadas.

El monitoreo respiratorio es fundamental para evaluar y comprender la mecánica pulmonar en tiempo real. Permite valorar las curvas y bucles, asegurando una ventilación segura. Sin embargo, su interpretación requiere conocimientos previos para identificar posibles cambios o alteraciones en la vía aérea y/o la caja torácica.

El objetivo de este capítulo es proporcionar los conocimientos en el monitoreo respiratorio en paciente crítico que permita el análisis e interpretación de curvas/bucles, que permitan el manejo adecuado del modo ventilatorio y detectar posibles alteraciones de la mecánica pulmonar.

Mecanismos de Ciclado de los Ventiladores

El ciclo de la respiración durante la ventilación mecánica ocurre cuando se alcanza un valor establecido de volumen, flujo, presión o tiempo. Estos valores son a menudo referidos como “variables de ciclo”. Todo ventilador mecánico se rige por las anteriores variables de ciclo, las cuales determinan cuando pasar o terminar la exhalación(1).

Durante la respiración asistida por un ventilador mecánico, el ciclo se divide en dos fases: inspiratoria y espiratoria. Para que ocurra la inspiración, el flujo de gas debe detenerse y luego cambiar a la exhalación. El punto de transición entre la inspiración y la espiración se denomina “ciclado”. Este puede basarse en el volumen corriente, la presión, el tiempo o el flujo, y los valores se establecen previamente por el operador.

Los avances recientes en el diseño de ventiladores mecánicos han permitido a los médicos y al personal de salud desempeñar un papel crucial en la evaluación y ajuste de los parámetros del respirador.

El fin de cada ciclo también se puede presentar en la espiración el cual puede ser denominado “disparador espiratorio”, “criterios de terminación inspiratoria”, “terminación del flujo espiratorio”. Sin embargo, este término se ha centrado en la fase inspiratoria.

Ciclado por Presión

La inspiración termina cuando se alcanza un determinado valor de presión, una vez alcanzado este valor se da lugar a la exhalación. Es importante tener en cuenta la configuración de alarmas, cuando un paciente presenta tos o se encuentra asincrónico la alarma de presión se activará, y terminará la fase inspiratoria, por consiguiente, se dará como resultado una exhalación temprana. Los ciclos de presión pueden ser una medida de seguridad para evitar una presión inspiratoria elevada y en consecuencia evitar el daño pulmonar.

Ciclado por Tiempo

La inspiración termina y da lugar a la espiración después de alcanzar un determinado tiempo. Esto se puede lograr al ajustar la frecuencia respiratoria, el tiempo inspiratorio o la relación inspiración – espiración (I:E).

Ciclado por Volumen

La inspiración se detiene una vez que se administra el volumen corriente (V_t) seleccionado, el volumen es ajustado por el médico quien lo establece acorde a la patología, de igual manera, se debe configurar el límite máximo de alarma.

Concepto de Curvas de Función Respiratoria

El monitoreo respiratorio es la representación gráfica de los cambios que se presentan tanto en el pulmón como la caja torácica de los pacientes sometidos a ventilación mecánica, las alteraciones que puedan presentarse pueden deberse a problemas fisiológicos de pulmón durante el ciclo respiratorio, estos cambios se representan gráficamente respecto al tiempo conjugándolas con flujo, presión y volumen o como cambios de una variable en otra (flujo-volumen o volumen-presión). El monitoreo gráfico permite identificar los problemas de las vías aéreas que se están presentando en ese momento (ejemplo broncoespasmo o alteraciones de la compliance) (2).

En cada ciclo respiratorio se proporciona una representación visual y numérica en el monitor que puede ser V_t , presión, tiempo inspiratorio para las fases inspiratoria y espiratoria, así como también, la comparación de los volúmenes inspiratorio y espiratorio. Por otra parte, proporcionan información sobre fugas de aire que pueden encontrarse en el tubo orotraqueal, circuitos del ventilador o en el caso de niños en la cascada o a través del circuito del ventilador.

La evaluación y análisis de las gráficas durante la ventilación mecánica (VM) debe realizarse de manera continua en los pacientes críticos independientemente sea por tiempo corto o prolongado, logrando de esta manera una gestión que optimiza el cuidado respiratorio, permitiendo dar respuesta a una alteración pulmonar pronta y oportuna que evite lesiones y consecuencias a nivel pulmonar. En la siguiente tabla se mencionan la utilidades de las curvas (3).

Tabla 1. Utilidad del Monitoreo Respiratorio.

1. Analizar la fisiopatología de una patología.
2. Detectar y evaluar cambios en la mecánica pulmonar.
3. Optimizar una estrategia ventilatoria.
4. Valorar la respuesta a un determinado tratamiento (inhaloterapia)
5. Cambio de modo ventilatorio.
6. Evitar lesión pulmonar por ventilación mecánica.
7. Evaluar el Weaning.
8. Establecer un pronóstico en la evolución del paciente.

Fuente: García-Prieto, E., Amado-Rodríguez, L., y Albaiceta, GM. “Monitorización de la mecánica respiratoria en el paciente ventilado.” Medicina Intensiva, vol. 38, no. 1, enero de 2014, pp. 49-55.

Por otra parte, el monitoreo gráfico ayuda a identificar el modo ventilatorio en el cual se encuentra el paciente (volumen o presión), así como la idoneidad del modo ventilatorio proporcionado en ese momento. Además, se pueden identificar asincronías paciente-ventilador, las cuales deben ser detectadas y manejadas oportunamente. Esto evita lesiones pulmonares y reduce el aumento en el consumo de oxígeno. Los gráficos que se visualizan en la pantalla del ventilador se muestran en la siguiente ilustración (3)

Ilustración 1. Monitor en Ventilación Mecánica.



Curvas Presión/ Tiempo

Este tipo de curvas muestra los cambios progresivos de la presión de las vías respiratorias. La presión puede ser medida en mbar o en cmH_2O y el tiempo en segundos(4). Las ondas de presión que se visualizan en el monitor incluyen: onda rectangular, exponencial, sinusoidal y oscilante, cada una de ellas tiene características propias, siempre y cuando la presión sea la variable de control. En la ilustración 2 se muestra el tipo de curva que se pueden observar en el monitor del respirador.

Onda Rectangular

Se caracteriza por un aumento casi instantáneo a un valor de presión pico que se mantiene hasta el comienzo de la exhalación. Durante la espiración, la presión cae rápidamente hasta la línea de base.

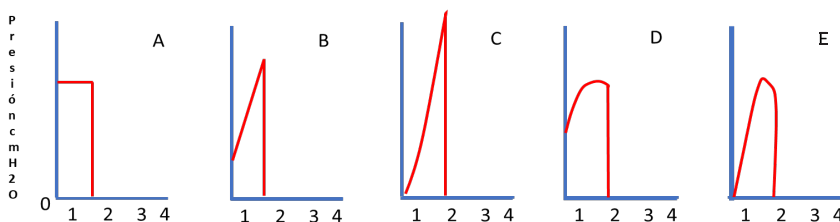
Onda Exponencial

Se representa mediante un aumento gradual de la presión en comparación con la forma de onda rectangular. Este tipo de forma de onda es común en algunos ventiladores para niños y se ha convertido en una opción en algunos ventiladores para adultos. Los ajustes del ventilador, como el flujo y el tiempo inspiratorio, regulan la pendiente de la forma de onda hacia la presión inspiratoria máxima.

Ondas Sinusoidales

Son producidas característicamente por ventiladores que tienen un impulsor giratorio de pistón. Entre los ventiladores que utilizan este mecanismo encontramos, Emerson 3-MV, Respironics PLV-100, Bear 33 y Puritan-Bennett LP-10 y LP-20. (5)

Ilustración 2. Tipos de Ondas.



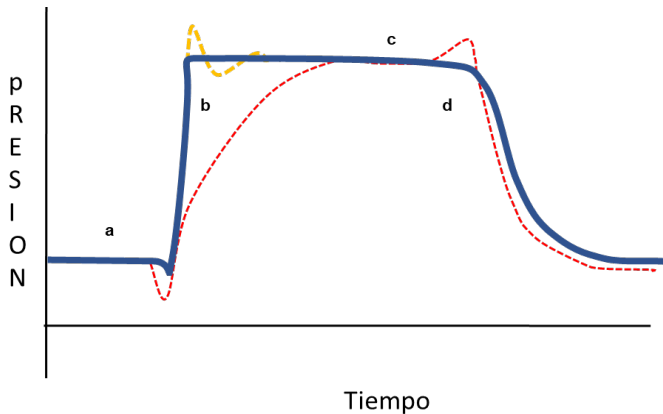
Fuente: elaboración propia basado en Chang, DW. Clinical Application of Mechanical Ventilation. 4.a ed., vol. 1, Delmar Cengage Learning, 2014.

Nota: Tipos de ondas A rectangular B y C exponencial D y F sinusoidal.

Cada tipo de onda que se visualice representa los cambios de presión en la vía aérea durante el ciclo respiratorio, la curva de presión permite obtener información sobre la mecánica pulmonar dinámica y estática, el tipo curva que se visualiza en el monitor del respirador mecánico depende del modo ventilatorio que se esté utilizando (presión o volumen).

Durante la ventilación por presión se ajusta el nivel de presión la cual, permite introducir el gas inspirado, la onda que se genera es una onda cuadrada (presión constante), el flujo inspiratorio no es constante, al inicio es más rápido y se va haciendo más lento hasta llegar a la fase final, el parámetro que varía en cada respiración es el V_t conseguido por cada inspiración. (6) En la ilustración se muestra las características de esta curva.

Ilustración 3. Componentes de Curva Presión.



Fuente: elaboración propia basado en Gentile, MA. “Cycling of the Mechanical Ventilator Breath.” *Respiratory Care*, vol. 56, no. 1, 1 de enero de 2011, pp. 52-60.

Nota: En la ilustración se muestra la letra **a** hay una buena respuesta al flujo seleccionado por parte del paciente, **b** la línea roja indica un flujo bajo ocasionando un aumento progresivo de la presión, la línea azul en **c** muestra un sostenimiento de la presión con el flujo, **d** la línea punteada roja muestra un terminado prematuro lo que hace que el paciente realice un esfuerzo respiratorio.

La curva de presión tiene una porción ascendente (inspiración) y una porción descendente (espiración). Si se usa un nivel de PEEP, o presión positiva al final de la espiración (del inglés Positive End-Expiratory Pressure) la curva comienza y termina en el valor prefijado no llega a cero, el punto más

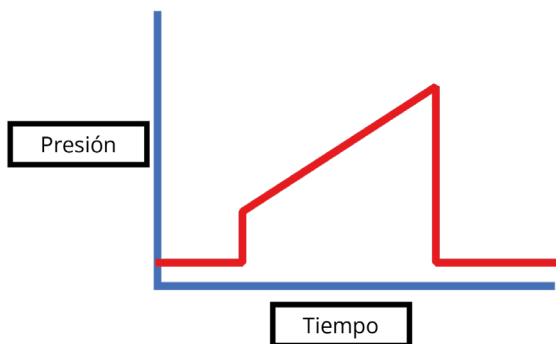
alto de la curva representa la Presión Inspiratoria Pico (PIP), el área bajo la curva representa la Presión Media de la Vía Aérea (PMVA), El tiempo inspiratorio corresponde desde el inicio ascendente hasta que se alcanza la PIP; el tiempo espiratorio comienza en la PIP y termina al inicio de la próxima desviación ascendente PEEP. El ciclo total es el intervalo desde el inicio de una desviación ascendente hasta el inicio de la siguiente. La siguiente ilustración muestra las curvas de presión según el modo ventilatorio.

Ilustración 4. Curva Presión Tiempo en Modo Presión.



Fuente: elaboración propia basado en Mellema, MS. “Ventilator Waveforms.” *Top Companion Animal Medicine*, vol. 28, no. 3, agosto de 2013, pp. 112-123.

Ilustración 5. Curva Presión Tiempo Modo Volumen.



Fuente: elaboración propia basado en Mellema, MS. “Ventilator Waveforms.” *Top Companion Animal Medicine*, vol. 28, no. 3, agosto de 2013, pp. 112-123.

Curvas de Volumen

Las formas de las ondas por volumen se clasifican en dos: rampa ascendente y sinusoidal.

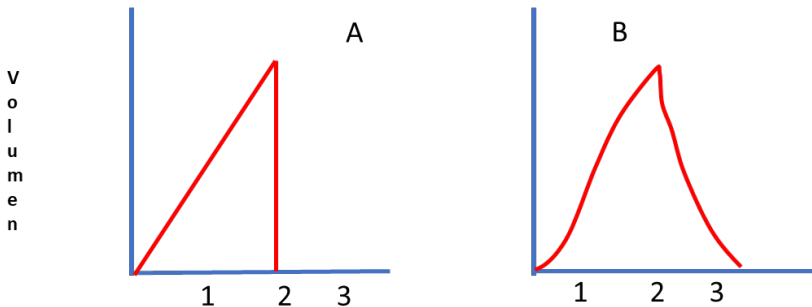
Rampa Ascendente

La forma de onda de rampa ascendente es producida por un patrón de flujo inspiratorio constante, es decir, rectangular. Su forma se caracteriza por un aumento lineal hasta el valor máximo de la presión inspiratoria.

Sinusoidal

Las formas de onda de volumen sinusoidal son producidas por ventiladores que tienen un mecanismo de accionamiento de pistón accionado por rotación. Los ventiladores que utilizan este mecanismo de accionamiento incluyen Emerson 3-MV, Respironics PLV-100, BEAR 33 y Puritan-Bennett LP-10 y LP-20. En la siguiente ilustración se muestra las ondas de volumen **A** corresponde a rampa ascendente **B** onda sinusoidal.

Ilustración 6. Tipos de Onda por Volumen.



Fuente: Elaboración propia basada en Chang, DW. *Clinical Application of Mechanical Ventilation*. 4.ª ed., vol. 1, Delmar Cengage Learning, 2014. Archivo digital. 18 de marzo de 2022. Disponible en: https://archive.org/details/clinicalapplicat0000chan_c4o0

La presión aumenta a medida que el pulmón se llena de gas con un flujo constante, la presión al final de la inspiración se denomina Presión Inspiratoria Máxima (PIM), la presión al final indica el nivel de PEEP, al colocar tiempo pausa o meseta no existe flujo de aire en las vías aéreas, esta maniobra solo se mide en los modos por volumen debido a que el flujo que se utiliza

es constante, esto genera una diferencia entre la PIM y la presión meseta la cual proporciona información sobre la presión alveolar y se relaciona con la distensibilidad pulmonar, durante la maniobra de pausa inspiratoria se elimina la resistencia de la vía aérea (flujo cero) por lo tanto la información que podemos obtener es la resistencia de las vías respiratorias (7)

Tabla 2. Utilidades de la Curva Presión.

- 1.- Diferenciar la modalidad ventilatoria.
- 2.- Permite verificar la presencia de fugas. Se evidencia cuando realizando una pausa inspiratoria, la presión meseta o pico no se mantiene estable (modo volumen control).
- 3.- Existencia de resistencia aumentada (modo volumétrico). A mayor diferencia entre presión pico y presión meseta, la resistencia es mayor.
- 4.- Presencia de auto-PEEP al realizar pausa espiratoria prolongada.

Fuente: Elaboración propia basada en Walter, JM, Corbridge, TC, y Singer, BD. "Invasive Mechanical Ventilation." *Southern Medical Journal*, vol. 111, no. 12, diciembre de 2018, pp. 746-753; Dexter, AM, y Clark, K. "Ventilator Graphics: Scalars, Loops, & Secondary Measures." *Respiratory Care*, vol. 65, no. 6, junio de 2020, pp. 739-759.

Por otro lado, en las gráficas de presión-tiempo, es posible identificar la presencia de sobredistensión pulmonar. Esto se visualiza en la curva de presión y también puede ser evaluado mediante el índice de estrés.

Índice de estrés

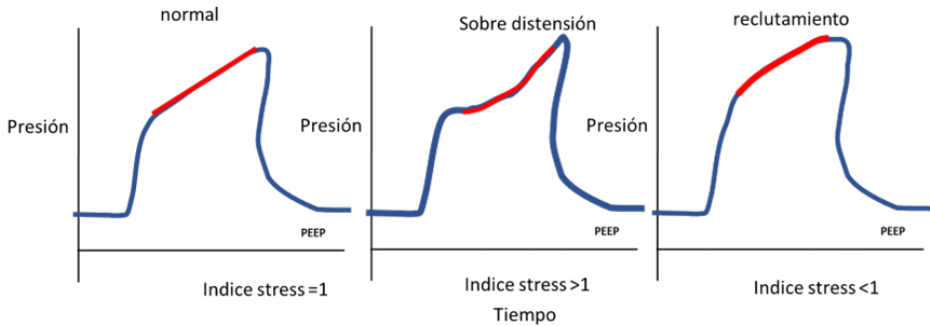
Es una medida útil que permite obtener información a partir de la curva presión/tiempo, cuando el paciente se encuentra ventilado en el modo volumen control. Por lo general, este índice lo calcula el software del ventilador; sin embargo, los métodos de evaluación del índice de estrés (IE), se puede realizar a través del análisis visual.

El análisis de este índice se correlaciona con una curva de presión que tiene una pendiente recta o un índice de estrés igual a 1, lo que indica que no hay cambios en la compliance durante la ventilación.

Si la pendiente tiene una curva hacia arriba o en forma de cúpula (convexa), el índice de estrés es menor a 1, lo que indica que, al aumentar el

volumen, existe una mejora en la distensibilidad del pulmón y se produce reclutamiento durante la ventilación. Un índice de estrés mayor a 1 tiene una pendiente curva excavada (cóncava), lo que indica que el pulmón se encuentra sobredistendido y tiene una distensibilidad disminuida. Ver siguiente ilustración.

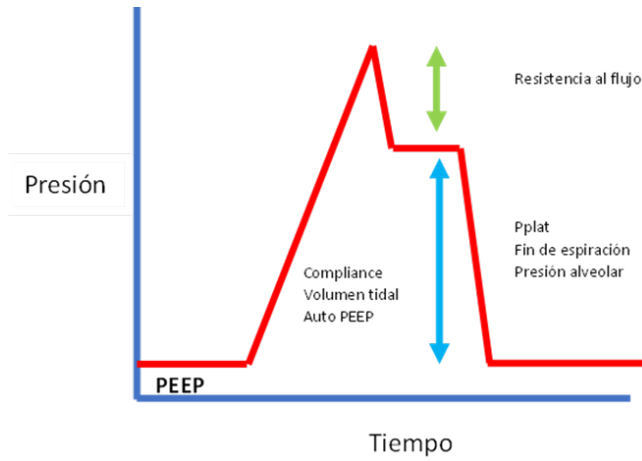
Ilustración 7. Índice de Stress en la Curva Presión Tiempo.



Fuente: elaboración propia basado en Dexter, AM, y Clark, K. “Ventilator Graphics: Scalars, Loops, & Secondary Measures.” *Respiratory Care*, vol. 65, no. 6, junio de 2020, pp. 739-759.

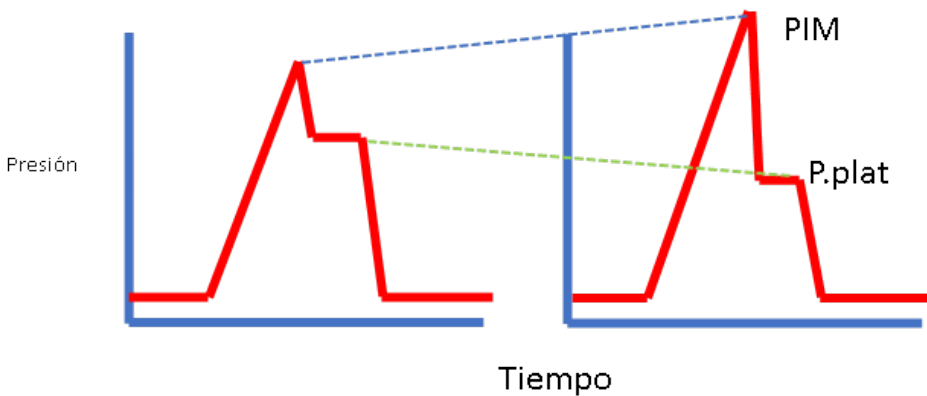
En el caso de que exista compromiso pulmonar en (modo volumen control) la curva de volumen/tiempo nos ayudara a determinar los cambios en la distensibilidad dinámica, la cual está relacionada con la resistencia de las vías aéreas (broncoespasmo, obstrucción parcial del tubo orotraqueal, acomodamiento del tubo o circuito). En la ilustración 8 se muestra los cambios en relación con la compliance dinámica, y en la ilustración 9 la relación con compliance estática. De igual manera se puede medir en la curva de presión versus tiempo la PEEP intrínseca, la cual se puede obtener realizando un tiempo de pausa espiratoria en el ventilador.

Ilustración 8. Curva de Volumen.



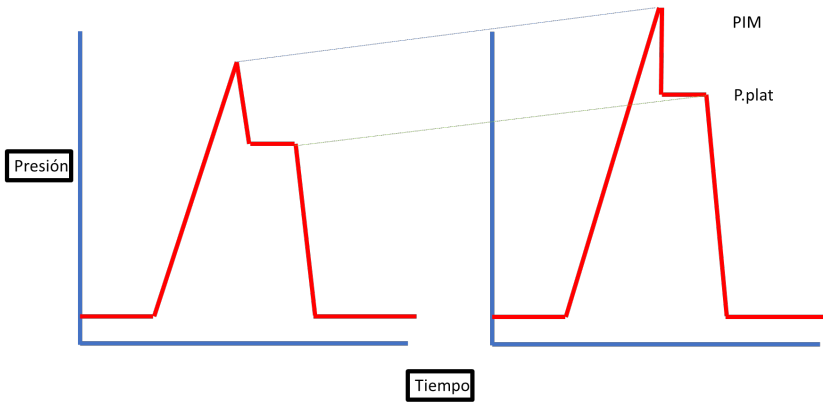
Fuente: Dexter, AM, y Clark, K. “Ventilator Graphics: Scalars, Loops, & Secondary Measures.” *Respiratory Care*, vol. 65, no. 6, junio de 2020, p. 739-759.

Ilustración 9. Cambios de la Compliance Dinámica.



Fuente: Mellema, MS. “Ventilator Waveforms.” *Top Companion Animal Medicine*, vol. 28, no. 3, agosto de 2013, p. 112-123.

Ilustración 10. Cambios de la Compliance Estática en Modo Volumen Control.



Fuente: Balcells Ramírez, J. “Monitorización de la función respiratoria: curvas de presión, volumen y flujo.” *Anales de Pediatría*, vol. 59, no. 3, 2003, p. 264-277.

En la anterior ilustración se pueden observar los cambios en la distensibilidad estática, se relacionan con los cambios en la distensibilidad pulmonar y se debe a una patología asociada a los pulmones, como Síndrome de Distrés Respiratorio Agudo” (también conocido como ARDS por sus siglas en inglés, Acute Respiratory Distress Syndrome) y neumonía.

Esto da como resultado un aumento en la presión meseta, la relación entre las presiones inspiratorias pico y meseta permanecerá constante, debido a que el pulmón es “más rígido”, ocasionando mayor resistencia de las vías respiratorias resultando en aumento de las presiones máximas. Por lo tanto, los cambios en la distensibilidad estática siempre afectarán la compliance dinámica, pero lo contrario no siempre ocurre, ya que los cambios dinámicos (resistencia al flujo de aire) pueden ocurrir independientemente de la distensibilidad estática.

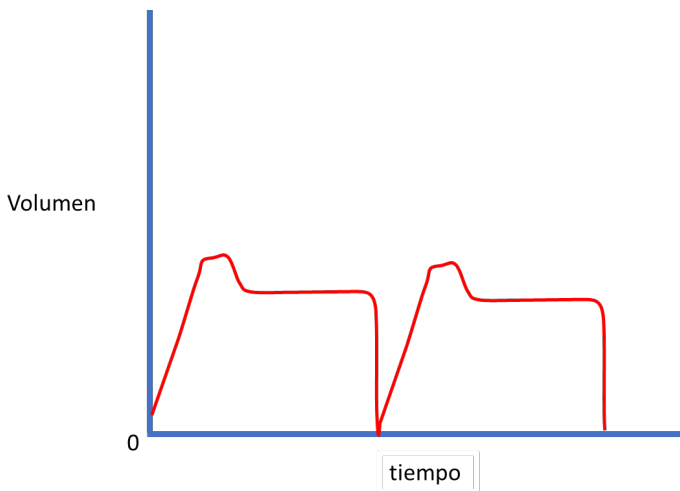
Durante la atención de pacientes críticos con VM debe realizarse un diagnóstico rápido y oportuno ante los cambios repentinos en los cambios de la morfología de las curvas de presión de las vías respiratorias, un análisis diferencial enfocará el manejo o cambios de estrategias en el ventilador e incluso intervenciones médicas. Los cambios súbitos en la mecánica pulmonar están seguidos de inestabilidad hemodinámica, cuando este cambio se produce de forma aguda, el neumotórax o la presencia de auto-PEEP deben descartarse rápidamente(8).

Utilidad Clínica de la Curvas Volumen /Tiempo

- En la práctica clínica esta curva permite identificar:
- Modalidad ventilatoria de ventilación
- Existencia de resistencia en la vía aérea
- Presencia de fugas (en modalidad de presión no se alcanza la PIP y en modalidad por volumen no se mantiene la presión meseta). En efecto no se mantiene el nivel de PEEP durante la pausa espiratoria
- Presencia de auto-PEEP existe un aumento de dicha presión durante la pausa espiratoria (9)
- Detectar variabilidad de los volúmenes ajustados (V_{insp} y V_{exp}) los cuales pueden variar cuando se administra gases adicionales en el ventilador(2).

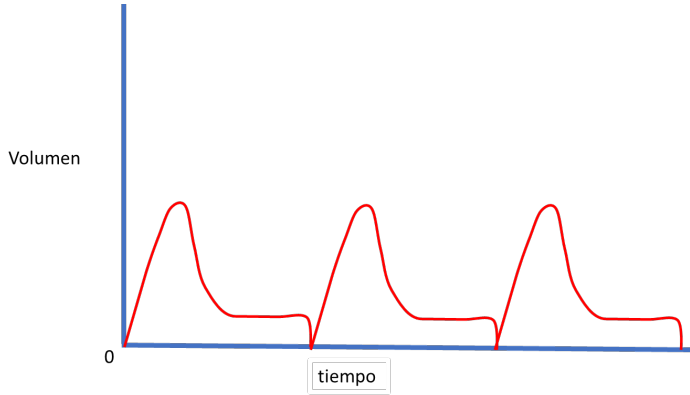
En las curvas volumen/tiempo podemos detectar fugas, las cuales se representan en la ilustración 11, en la cual se muestra una fuga importante del volumen inspirado, mientras que, en la ilustración 12, se observa un menor porcentaje de fuga, esto puede deberse a escapes por el circuito, tubo orotraqueal o fístulas broncopleurales.

Ilustración 11. Fugas Curva Volumen / Tiempo.



Fuente: Balcells Ramírez, J. “Monitorización de la función respiratoria: curvas de presión, volumen y flujo.” *Anales de Pediatría*, vol. 59, no. 3, 2003, p. 264-277.

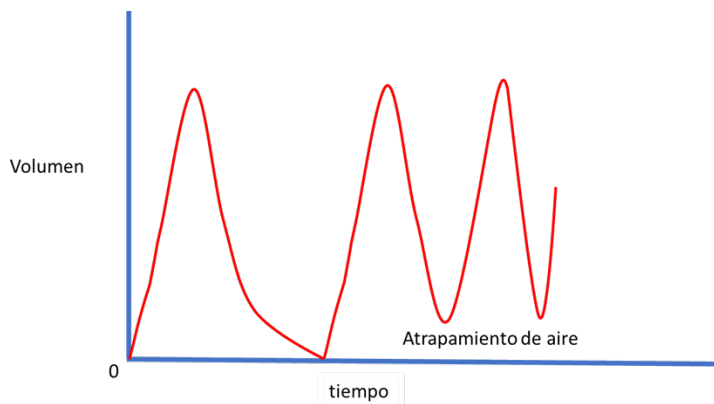
Ilustración 12. Fuga de Aire.



Fuente: Balcells Ramírez, J. “Monitorización de la función respiratoria: curvas de presión, volumen y flujo.” *Anales de Pediatría*, vol. 59, no. 3, 2003, p. 264-277.

Por otra parte, el atrapamiento de aire puede ser detectado en las curvas que genera el monitor, o bucles, una vez detectado se pueden generar estrategias ventilatorias o iniciar medicamentos inhalados para disminuir el broncoespasmo. En las curvas de volumen/tiempo también se pueden identificar el atrapamiento de aire, en la siguiente ilustración se muestra la morfología de la curva.

Ilustración 13. Atrapamiento de Aire.



Fuente: Balcells Ramírez, J. “Monitorización de la función respiratoria: curvas de presión, volumen y flujo.” *Anales de Pediatría*, vol. 59, no. 3, 2003, p. 264-277.

Curvas Flujo-Tiempo

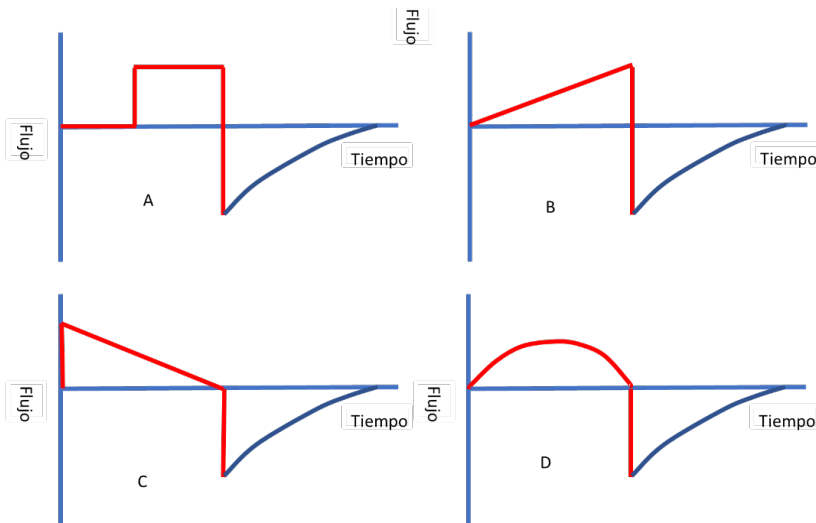
Existen cuatro tipos de ondas de flujo como se muestran en la Ilustración 14, las curvas pueden ser: rampa ascendente, rampa descendente y sinusoidal.

Rectangular (constante) se produce cuando el volumen es la variable de control y la salida es una rampa ascendente. La forma de onda de flujo (un derivado de la forma de onda de volumen con respecto al tiempo) asume una forma rectangular.

Onda en rampa puede ser ascendente o descendente. Si el flujo aumenta a medida que se administra la respiración, se denomina ascendente. Si el flujo cae durante la respiración asistida por ventilador, se denomina rampa descendente.

Onda sinusoidal se parece a la parte positiva de una onda sinusoidal. se genera por un mecanismo de accionamiento de pistón por rotación(5). En la siguiente ilustración se observan los tipos de ondas.

Ilustración 14. Tipos de Onda por Flujo.



Fuente: Elaboración propia basada en basado en Chang, DW. *Clinical Application of Mechanical Ventilation*. 4.a ed., vol. 1, Delmar Cengage Learning, 2014. 18 de marzo de 2022. Disponible en: https://archive.org/details/clinicalapplicat0000chan_c4o0

Nota: En la ilustración se muestra **A** curvas a rectangular (constante) **B** rampa ascendente **C** rampa descendente **D** sinusoidal.

Las ondas de flujo representan los cambios que se presentan en el ciclo respiratorio. La forma de la onda depende del modo ventilatorio utilizado (presión, volumen) que se utilice en el momento. En los modos de ventilación con volumen control, la forma de onda del flujo tiene forma cuadrada o de rampa descendente dependiendo del tipo de ventilador. Además, algunos permiten al operador elegir el perfil de flujo. En la respiración espontánea, el perfil de flujo sería sinusoidal(7).

Los patrones de flujo que se observan en el monitor gráfico varían según las condiciones clínicas del paciente, el modo ventilatorio y el tipo de ventilador. Durante la ventilación mecánica se pueden establecer seis patrones de flujo distintos. En la siguiente tabla se muestra los tipos de flujo.

Tabla 3. Clasificación de los flujos.

Flujo	
Flujo constante	Rampa descendente
Flujo descendente	Rampa ascendente
Sinusoidal	
Desacelerante	

Fuente: Chang, DW. *Clinical Application of Mechanical Ventilation*. 4.a ed., vol. 1, Delmar Cengage Learning, 2014.

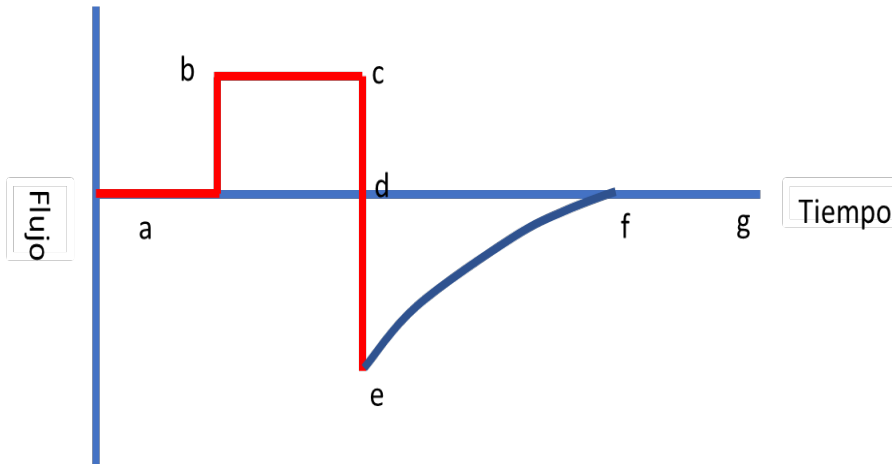
La rampa ascendente y la onda sinusoidal son poco utilizadas porque la tasa de flujo inicial no es suficiente para adecuar la ventilación asistida sincronizada de los pacientes. El rápido aumento al flujo máximo ofrecido por los patrones de flujo constante y onda de flujo de rampa descendente han demostrado ser superior para satisfacer las demandas de flujo en los pacientes(5).

El uso de flujos sinusoidal o de rampa ascendente puede ser apropiados en la ventilación controlada, donde el flujo o el volumen de gas a entregar no es un problema, como es el caso de pacientes sedados y con poco esfuerzo respiratorio, en estos casos la entrega de flujo se hace en una forma lenta hasta llegar a niveles de flujo máximo establecidos permitiendo así, la distribución del gas en los pulmones, debido a la baja resistencia al flujo de gas.

Es importante recordar que las tasas de flujo altas causan mayor resistencia en las vías aéreas, cuando existe resistencia en la vía aérea, el gas sigue el

camino de menor resistencia, preferentemente ventilando las vías respiratorias normales. En la siguiente ilustración se visualiza la morfología de la curva de flujo/tiempo.

Ilustración 15. Curva flujo tiempo.



Fuente: Elaboración propia basada en Pérez, M., y Mancebo, J. “Monitorización de la mecánica ventilatoria.” *Medicina Intensiva*, vol. 30, no. 9, diciembre de 2006, p. 440-448.

En la anterior ilustración se muestra la morfología de la curva de flujo donde la letra **a** presenta el final de la espiración y el comienzo de la inspiración cuando el flujo es activado por el ventilador o por el tiempo. Siempre es un trazo ascendente positivo en los gráficos del ventilador. La letra **b** marca la inspiración con una presión pico y un flujo constante. La letra **c** marca el cambio de inspiración a espiración, donde la respiración es un ciclo de volumen o de tiempo hasta la espiración, la letra **d** representa la espiración, la cuarta fase del ciclo ventilatorio, que siempre está en el lado inferior de la línea base o flujo cero. La letra **e** representa el caudal espiratorio máximo alcanzado, al que se le asigna un valor negativo en el gráfico. El patrón de flujo espiratorio desde el nivel máximo alcanzado hasta el final del flujo es normalmente un patrón de caída exponencial y convexo en condiciones pasivas. La letra **f** representa el final del flujo de un paciente cuando regresa a la línea de base, y **g** es el tiempo de pausa espiratoria pasiva en el flujo hasta la siguiente respiración.

Utilidad Clínica Curva Flujo Tiempo

Este tipo de curva permite identificar durante la ventilación mecánica:(11)

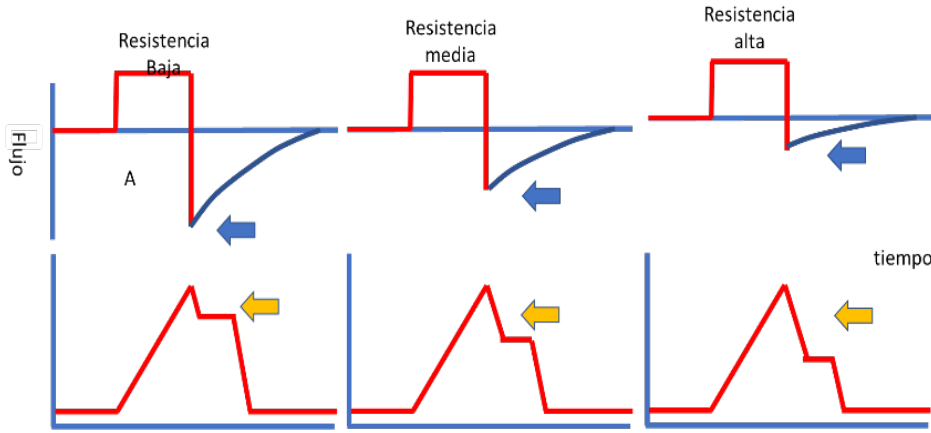
- Modo ventilatorio
- Distinguir las respiraciones realizadas por el ventilador y/o paciente
- Detectar presencia de auto-PEEP
- Atrapamiento de aire
- Tiempos inspiratorios
- Limitación del flujo espiratorio

Fisiopatológicamente, puede existir problemas con el flujo durante la espiración, normalmente cuando la presión alveolar es mayor (se tiene un volumen pulmonar normal) generando un aumento del diámetro de la vía aérea terminal, lo cual reduce la resistencia de la vía aérea.

En las enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC), existe destrucción del parénquima pulmonar, esto genera el colapso de los alveolos por la presión generada alrededor, presentando un cierre prematuro de la vía aérea (dinámico) durante la exhalación, generando un aumento de la resistencia al flujo en la exhalación.

Estos cambios pueden verse fácilmente en la curva de flujo espiratorio, por consiguiente, se observarán cambios en el trazado del flujo espiratorio (11).

Ilustración 16. Aumento de la resistencia en modo volumen.



Fuente: elaboración propia basado Correger, E., Murias, G., Chacon, E., Estruga, A., Sales, B., López-Aguilar, J., et al. “Interpretación de las curvas del respirador en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda.” *Medicina Intensiva*, vol. 36, no. 4, mayo de 2012, pp. 294-306.

Nota: en la ilustración como el flujo expiatorio disminuye a medida que existe aumento de la resistencia.

Auto-PEEP

Fue descrito por primera vez por Bergman en 1972 y Jonson et al en 1975. Pero las implicaciones clínicas y técnicas de medición durante la ventilación mecánica fueron definidos por Pepe y Marini en 1982. El auto-PEEP se define como un valor por encima de la PEEP establecida en el ventilador mecánico, esta alteración debe ser monitoreada para ser detectado en forma temprana, se observa con mayor frecuencia en enfermedades que cursan con aumento de la resistencia de las vías respiratorias y tasas de flujo espiratorio reducidas (asma grave, enfermedad pulmonar obstructiva crónica).

En casos severos respiratorios la presión intratorácica (Pit) debe ser mayor para desencadenar una respiración, esto es debido a que el paciente debe superar el auto-PEEP. En la siguiente tabla se muestra los efectos cardiopulmonares por aumento de la Pit. (12)

Tabla 4. Efectos cardiopulmonares de la Pit.

Disminuye el gradiente de retorno venoso.
Aumenta la poscarga del ventrículo derecho
Aumenta el trabajo respiratorio

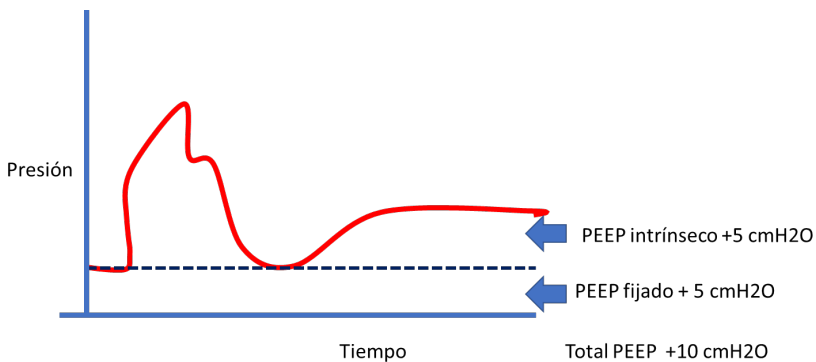
Fuente: elaboración propia basado en Walter, JM, Corbridge, TC, y Singer, BD. “Invasive Mechanical Ventilation.” *Southern Medical Journal*, vol. 111, no. 12, diciembre de 2018, pp. 746-753.

El auto-PEEP puede ser evaluado en el monitor del ventilador mecánico mediante la visualización; el flujo espiratorio persistente al comienzo de la inspiración no retorna a línea de base, y coincide durante la auscultación u observación con un flujo espiratorio prolongando del paciente. Estos hallazgos sugieren la presencia de auto-PEEP. Ver ilustración 17.

Medición del Auto-PEEP

La maniobra para medir el auto-PEEP se hace realizando una oclusión al final de la espiración en el ventilador mecánico, por consiguiente el flujo se detiene al final de la espiración y se registra una presión de oclusión que se aproxima a la PEEP intrínseca del paciente (ver ilustración 17), esta medida solo se puede obtener de forma fiable en pacientes sin esfuerzo respiratorio espontáneo. Las posibles causas que los generen son: disminución de la distensibilidad del sistema respiratorio, y presión transpulmonar (PPLT) elevada.

Ilustración 17. Valoración de Auto-PEEP.



Fuente: Mellema, MS. “Ventilator Waveforms.” *Top Companion Animal Medicine*, vol. 28, no. 3, agosto de 2013, pp. 112-123.

El manejo del auto-PEEP, está encaminado a tratar la causa que lo está generando, la enfermedad pulmonar subyacente, o determinar los parámetros seleccionados, por consiguiente, la solución es generar estrategias que prolongan el tiempo espiratorio, disminución de la frecuencia respiratoria, disminuir V_t , aumentar tasas de flujo inspiratorio. Si la inestabilidad del paciente es progresiva al detectar auto-PEEP puede ser de ayuda desconectar al paciente del ventilador y descomprimir manualmente el tórax.(8)

Factores Externos de Auto-PEEP

Durante la ventilación mecánica los pacientes con asma y EPOC presentan hiperinsuflación dinámica y auto-PEEP, sin embargo, esta situación puede ocurrir en patologías con limitación del flujo espiratorio. En la siguiente tabla se muestran algunas causas.

Tabla 5. Causas de Auto-PEEP en Ventilación Mecánica.

Alto volumen minuto (\dot{V} Esp.)
Aumento resistencia espiratoria del equipo (tapones de moco)
Tubo endotraqueal pequeños
Intercambiador de calor y humedad
Circuitos de ventilador largos
Mala programación de parámetros en el ventilador

Fuente: Blanch, L., Bernabe, F., y Lucangelo, U. “Measurement of Air Trapping, Intrinsic Positive End-Expiratory Pressure, and Dynamic Hyperinflation in Mechanically Ventilated Patients.” *Respiratory Care*, vol. 50, no. 1, 2005, p. 15.

El auto-PEEP, hace que los pulmones no tengan el tiempo suficiente para alcanzar la capacidad residual funcional (CRF) normal, debido a que el flujo espiratorio impulsado por la diferencia de presión entre los alvéolos y la apertura de las vías respiratorias, no es lo suficiente para ser vaciados, por esta razón, la espiración continua a pesar de que las vías respiratorias estén abiertas. (12)

Bucles Flujo /Volumen

Estas permiten obtener información sobre los cambios que se producen en el flujo de la vía aérea con relación a los cambios en el volumen pulmonar en

cada ciclo respiratorio. Para el análisis de la gráfica, el flujo se representa en el eje de ordenadas y el volumen en el de abscisas.

Inicialmente, la curva que se obtiene es un bucle inicia con la inspiración y termina al final de la espiración. Este bucle, representa el ciclo respiratorio en curso. Hoy en día los ventiladores de última generación almacenan los bucles seleccionados, permitiendo de esta manera comparar los cambios.

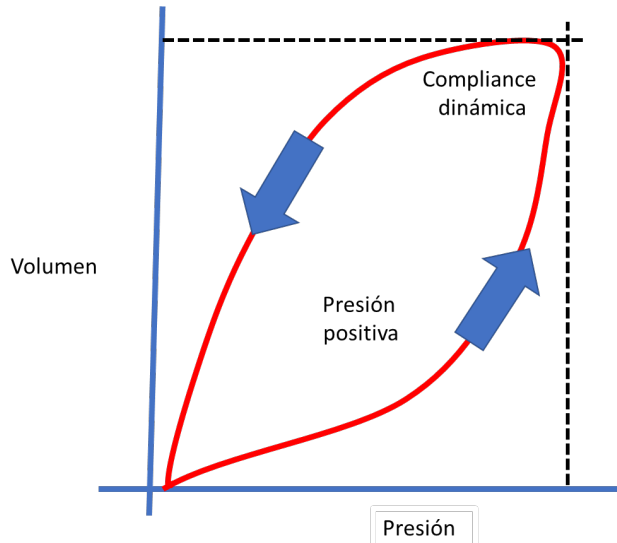
Bucle Presión/Volumen

Obtenemos información numérica y la representación de la curva que se producen debido a los cambios en el V_t pulmonar respecto a la presión durante el ciclo respiratorio.

El volumen se representa en el eje de ordenadas y la presión en el de abscisas. La representación gráfica es un bucle se une la inspiración con la espiración, sólo se grafica el bucle correspondiente al ciclo respiratorio en curso.

De igual manera, la información de cada bucle puede ser guardada en el ventilador para su comparación (13). En la siguiente ilustración se muestra la morfología del bucle.

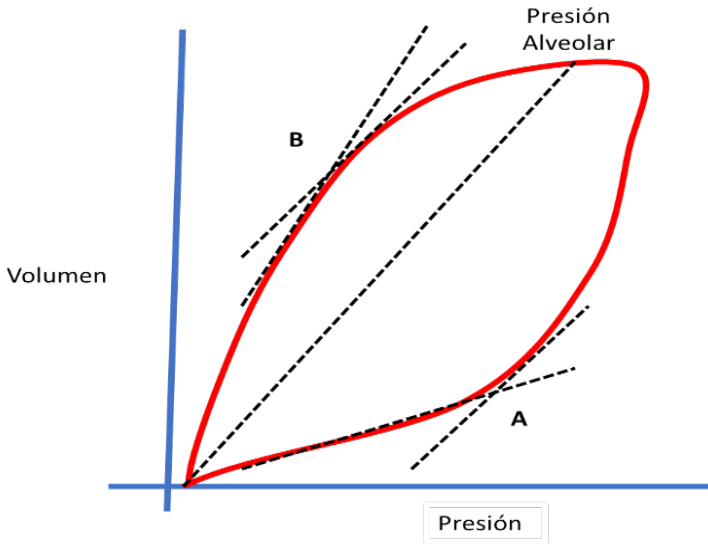
Ilustración 18. Gráfica Presión/Volumen.



Fuente: Waugh, JB, editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Upper Saddle River, N.J, Pearson Prentice Hall, 2007.

Otra utilidad del bucle P/V es el cálculo de los puntos de inflexión, los cuales pueden ser difíciles de evaluar, sin embargo, una manera de estimarlo es dibujar líneas a lo largo de las partes de las curvas de inspiración y espiración que están casi rectas, los puntos de intersección de las dos líneas dibujadas estiman el punto de inflexión, ver ilustración 19 (13).

Ilustración 19. Puntos de Inflexión.



Fuente: Waugh, JB, editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Upper Saddle River, N.J., Pearson Prentice Hall, 2007.

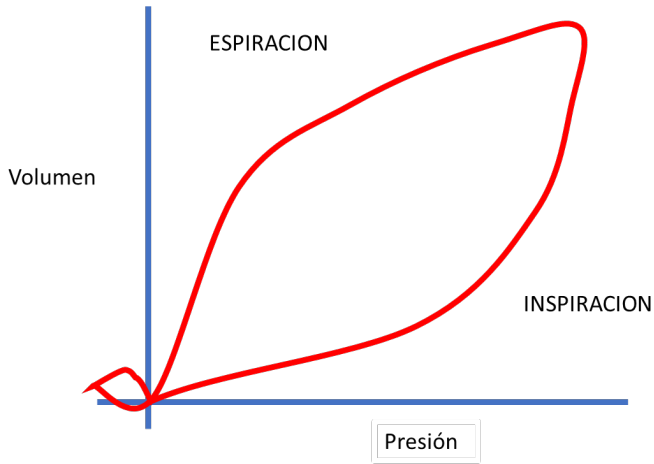
El reconocimiento de los puntos de inflexión permite evitar el atelectrauma que ocurre cuando hay una apertura y colapso constante de las unidades alveolares. Esto se puede minimizar aumentando la PEEP al nivel del punto de inflexión inferior o por encima de esta presión.

Por otra parte, reconocer el volutrauma que ocurre por sobredistensión pulmonar, generalmente se ve cuando la curva presión/volumen adquiere una apariencia de pico a medida que los alveolos se distienden en exceso. Las estrategias de ventilación con protección pulmonar recomiendan que la PEEP se mantenga en el nivel del punto de inflexión inferior o por encima del mismo para evitar atelectrauma y que la PIM se mantenga por debajo del nivel del punto de inflexión superior para evitar volutrauma, y tener en cuenta los valores de driving presión.

El esfuerzo del paciente también se puede representar en curvas de presión/volumen. Esto se ve como una desviación en el sentido de las agujas del reloj antes del inicio de la respiración e indica el trabajo respiratorio del paciente como se observa en la ilustración 20.

El tamaño de este bucle indica el trabajo de la respiración del paciente. Una área grande equivale a un mayor trabajo de la respiración. Por otra parte, en bucles podemos detectar si existen respiraciones espontáneas.

Ilustración 20. Respiración Espontánea.

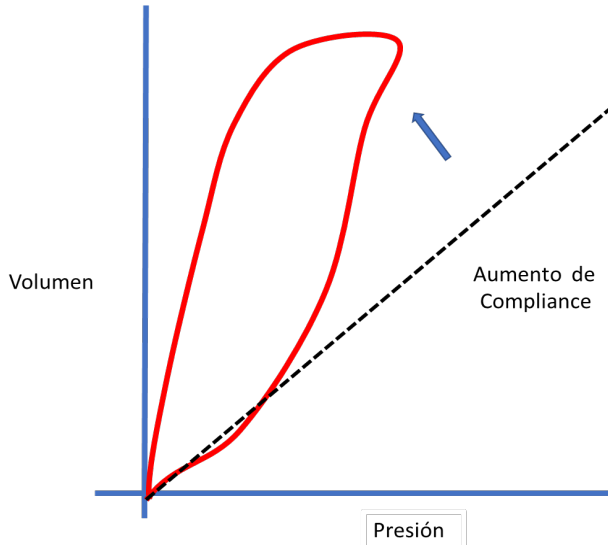


Fuente: Waugh, JB, editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Upper Saddle River, N.J., Pearson Prentice Hall, 2007.

Por convención para evaluar la distensibilidad dinámica normal, se debe identificar el punto de inspiración final, de modo que al trazar una línea hasta el punto de inicio de la inspiración se encuentre aproximadamente a 45° del eje horizontal. Un aumento en la distensibilidad del sistema respiratorio provoca un cambio a la izquierda de la línea de 45° (se necesita menor presión para administrar un mayor volumen corriente). ver ilustración 21.

Los pacientes con enfisema suelen tener bucles P/V anchos y un desplazamiento a la izquierda. El ensanchamiento del asa es causado por la resistencia de las vías respiratorias. Los cambios en la distensibilidad no necesariamente se acompañan de cambios en la resistencia. Los aumentos de la distensibilidad a menudo son graduales, excepto en circunstancias como, la administración de terapia con surfactante en recién nacidos.

Ilustración 21. Aumento de la Compliance.

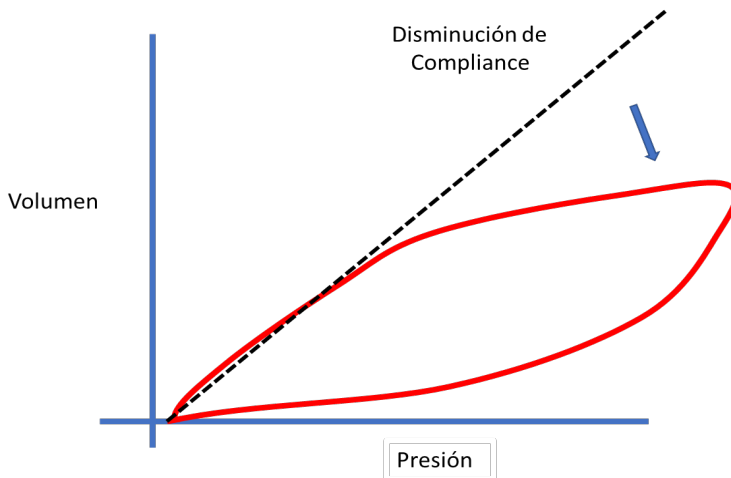


Fuente: Waugh, JB, editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Upper Saddle River, N.J., Pearson Prentice Hall, 2007.

Por otra parte, una disminución en la compliance provoca un desplazamiento hacia la derecha en el bucle como se indica en la ilustración 22 (se necesita mayor presión para administrar menos volumen). Las variaciones de este patrón son típicas en las etapas del Síndrome de Distrés Respiratorio Adulto (SDRA).

La disminución de la distensibilidad ocurre gradualmente, a medida que progresa la enfermedad pulmonar, o puede darse de forma repentina, como en el caso de obstrucción de las vías aéreas grandes debido a tapones de moco, obstrucción del tubo endotraqueal, tubo orotraqueal selectivo, y neumotórax a tensión.

Ilustración 22. Disminución de la Compliance.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

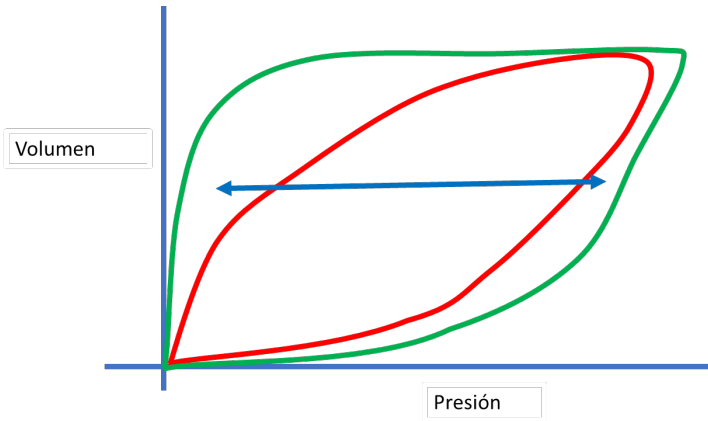
Los cambios en la resistencia de las vías respiratorias hacen que el área del bucle P-V aumente su distancia horizontal, estos cambios son el resultado de la histéresis, un retraso en los cambios de volumen en relación con la tasa de cambio de presión debido al aumento de la resistencia de las vías respiratorias.

Observe que el bucle línea verde (ilustración 23) más ancho tiene una presión máxima mayor y un volumen máximo ligeramente más bajo que el bucle rojo. El ventilador debe aplicar más presión para mover menos volumen, lo que puede provocar una disminución en la eficiencia ventilatoria.

El ligero desplazamiento hacia la derecha indica que existe resistencia, está conllevando a una disminución de la distensibilidad. El rango normal de resistencia de las vías respiratorias para un paciente intubado es de (5 cmH₂O/L/seg) es ligeramente mayor que para un paciente no intubado.

Se debe tener una experiencia para identificar una mayor resistencia de las vías respiratorias simplemente observando los bucles P/V. A menos que la histéresis sea profunda o se superpongan dos bucles para compararlos, es importante revisar los bucles F/V y P/V. Para detectar cambios en la resistencia de las vías respiratorias.

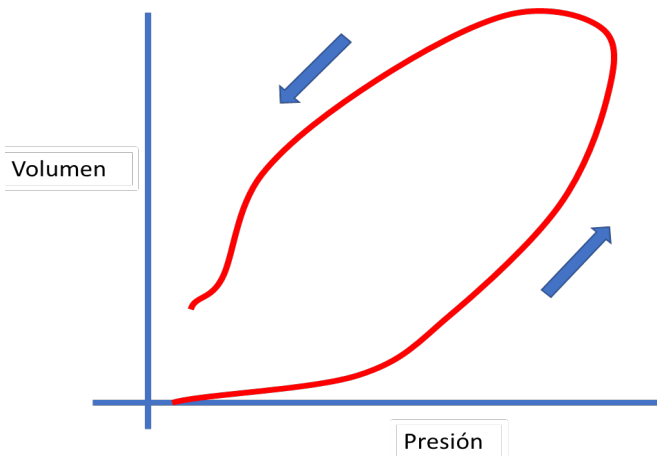
Ilustración 23. Aumento de la Resistencia en la Vía Aérea.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007.

Las fugas en el circuito también pueden ser detectados a través de los bucles de presión-volumen ya que la espiración no termina en línea de base, como lo muestra la ilustración, un bucle incompleto. En la siguiente ilustración presenta la visualización de fuga.

Ilustración 24. Fuga Bucle Presión-Volumen.



Fuente: elaboración propia basado en Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007.

Trabajo Respiratorio

La medición del trabajo respiratorio o work of breathing (WOB) es útil para evaluar la eficacia del esfuerzo de la respiración del paciente y guiar el proceso de destete del ventilador. Por otra parte, permite la optimización de la ventilación para ayudar al paciente a iniciar los esfuerzos espontáneos.

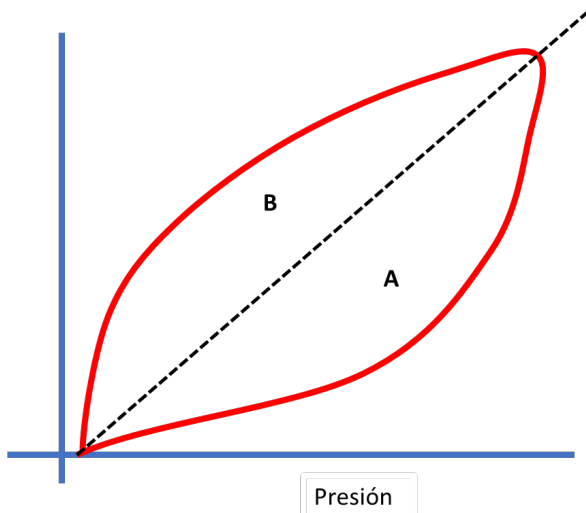
El WOB puede ser monitorizado y medido a través de la monitorización de la presión esofágica (Pes), que mide las presiones intrapleurales con mayor precisión. Actualmente ningún estudio ha demostrado qué método es mejor para medir el esfuerzo del paciente y predecir con precisión el éxito del destete de la ventilación mecánica(15).

El uso del WOB se puede complementar midiendo el índice de respiración superficial rápida (RSBI = RR (lpm) / V T (Litros) para ayudar con las predicciones de éxito del destete.

Los componentes WOB para una respiración de presión positiva están dados por (trabajo resistivo y trabajo elástico) los cuales puede ser realizado por el paciente, el ventilador o por ambos. En la ilustración 26 se muestra el bucle, la parte no sombreada del bucle P/V marcada con A representa el WOB debido a la superación de la resistencia de las vías respiratorias. El área con la etiqueta B representa el WOB requerido para estirar durante la inspiración el tejido pulmonar elástico. La unión de estas áreas A y B representan el trabajo mecánico total realizado durante la respiración.

El trabajo respiratorio normalmente se expresa como una integral, donde WOB es igual al área bajo la curva de presión, que cambia a medida que el volumen inicia de cero a su pico en la inspiración. Cuanto mayor es el área comprendida entre A y B, mayor es el WOB. En los monitores de pantalla gráficas de los ventiladores sólo se muestra el trabajo mecánico medido en la apertura de las vías respiratorias (el conector del tubo endotraqueal). Este método es preciso solo si el paciente no tiene ningún esfuerzo ventilatorio, es decir, si se encuentra con bloqueantes musculares o no tiene ningún esfuerzo respiratorio.

Ilustración 25. Gráfica de Trabajo Respiratorio.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007.

Utilidad Clínica

- Presencia de sobre distensión pulmonar
- Presencia de agua en el circuito
- Identificar puntos de inflexión superior o inferior
- Indicación medición de PEEP optimo, sin embargo, la utilidad es limitada para determinar el valor de PEEP.
- Evidenciar cambios en la distensibilidad pulmonar (en el caso de recién nacidos, con administración de surfactante pulmonar)
- Advierte la presencia de secreciones en la vía aérea .

Bucles Flujo Volumen

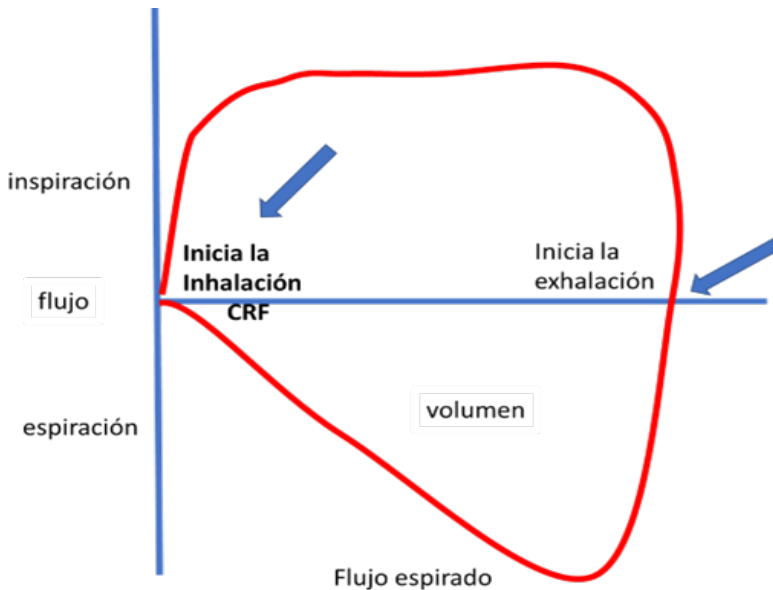
Este bucle se registra durante la ventilación mecánica, difiere de las otras curvas ya que en esta no representan esfuerzos espontáneos como lo hacen las respiraciones espontaneas Presión, Flujo ,Tiempo. En la ilustración 27, se representa el bucle el eje vertical representa el volumen (universalmente en

litros por segundo) y el eje horizontal representa el flujo (generalmente en litros para adultos y mililitros para niños). La porción inspiratoria del bucle se observa arriba del eje horizontal y la porción espiratoria está por debajo. Esta orientación puede estar invertida dependiendo de la marca del equipo del ventilador mecánico.

Normalmente, la transición de la inspiración a la espiración se produce cuando el caudal llega a cero. La forma de la curva inspiratoria reflejará el patrón de flujo establecido en el ventilador, que en este caso es una onda constante o cuadrada. El punto más alto sobre el eje X representa el pico o tasa de flujo espiratorio máximo (PEFR) durante una exhalación pasiva.

La forma de esta curva espiratoria pasiva estará influenciada por cualquier factor que pueda causar la obstrucción de las vías respiratorias. En la siguiente ilustración se muestra los componentes que de la gráfica flujo/ volumen (F/V)

Ilustración 26. Componentes Bucle Flujo/Volumen.

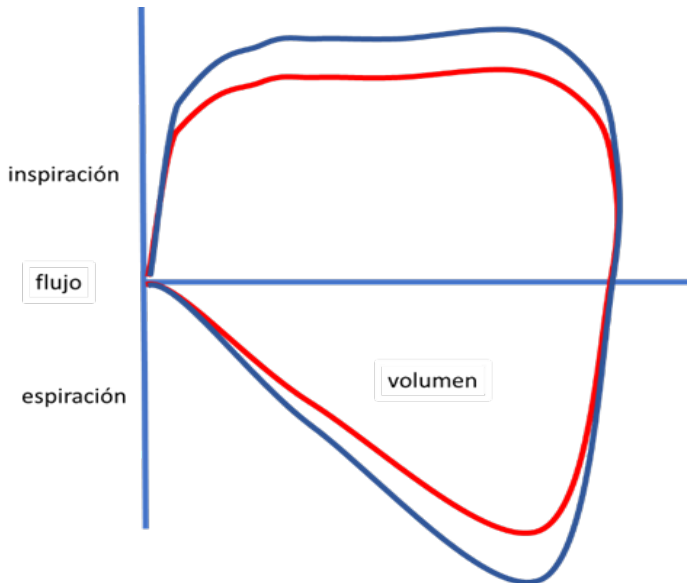


Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

Del mismo modo, la línea roja en la anterior ilustración presenta un patrón sinusoidal, la forma puede verse alterada debido a los cambios en la mecánica respiratoria del paciente, así como también, en la configuración del ventilador, el estado del circuito y la forma en que el ventilador genera la respiración.

En consecuencia, las tasas de flujo máximo en la inspiración, difiere con respecto a la espiración generando una curva con morfología diferente en la exhalación, en parte debido a que la exhalación es pasiva, o podría deberse a que el ventilador en particular no entrega el mismo volumen en el ciclo respiratorio alterando la velocidad de flujo espiratorio. En la siguiente ilustración se muestra los cambios del bucle.

Ilustración 27. Bucle Flujo/Volumen.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

Interpretación de los Bucles

Una vez obtenida la información visual y numérica de las curvas y bucles a través del monitor es importante evaluar las alteraciones detectadas, y generar los cambios necesarios de parámetros o realizar las acciones pertinentes que ayuden a evitar lesión pulmonar.

Valoración Bucles Flujo/Volumen

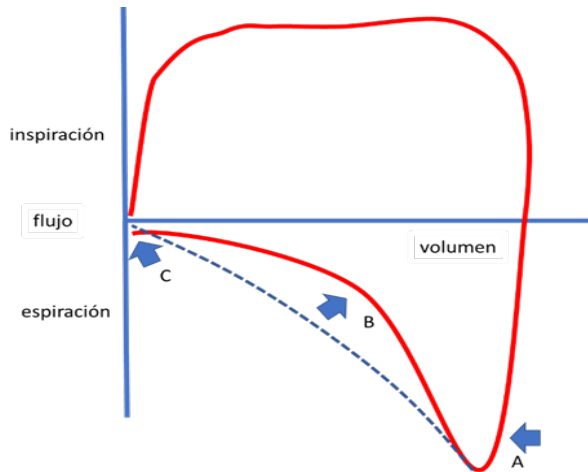
La obstrucción de la vía aérea puede ser ocasionada por varias causas (taponamiento de tubo orotraqueal, por secreciones) lo cual, afecta la vía aérea provocando cambios en los bucles F/V, estas alteraciones en la morfología de los bucles dependerán de la ubicación de la lesión y la gravedad.

En la ilustración 28, se observa la línea discontinua azul que representa el patrón de flujo espiratorio normal para un paciente, las flechas indican una posible desviación de este patrón normal debido a una obstrucción. La mayoría de los tipos de obstrucción de las vías respiratorias reducen el flujo espiratorio máximo. (flecha **a** en la ilustración).

La obstrucción de las vías respiratorias de mediano y pequeño calibre tiende a hacer que el segmento de la curva espiratoria adopte una forma curvilínea (flecha **b** en la Ilustración) que puede ser semejado a un socavón con pala.

Este cambio en la forma de la onda también puede ocurrir cuando existe atrapamiento de aire si, el tiempo espiratorio es insuficiente o si las vías aéreas pequeñas se colapsan prematuramente debido a cambios anatómicos anormales. el atrapamiento de aire se identifica en la ilustración 28. (La flecha **c**). La parte espiratoria del bucle no vuelve a la línea de base (velocidad de flujo cero) antes del comienzo de la siguiente respiración.

Ilustración 28. Interpretación Bucle Flujo/volumen.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

Efecto de la Distensibilidad en el Bucle Flujo/Volumen con Presión Positiva

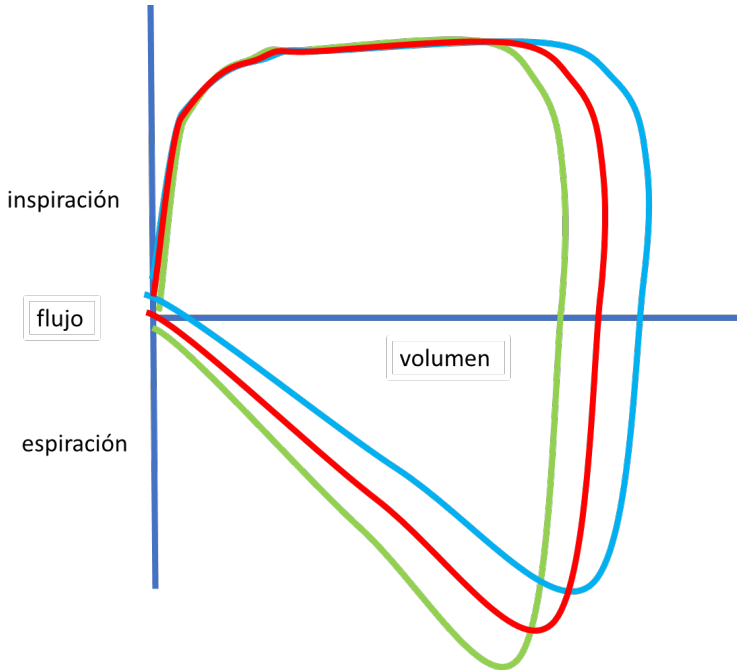
Los cambios que se producen en la distensibilidad pueden ser analizados mejor en los bucles P/V. Sin embargo, pueden ser observados en el bucle F/V. En la siguiente ilustración, se observa un flujo constante, para comprender los cambios de la distensibilidad, la línea roja representa una distensibilidad baja y el azul claro la distensibilidad alta.

El volumen corriente aumenta a medida que aumenta la distensibilidad. Sin embargo, los flujos inspiratorios máximos, permanecen similares pero las tasas de flujo máximo espiratorio disminuyen a medida que disminuye la distensibilidad.

Este patrón está relacionado con el concepto de WOB elástico el cual se trabaja durante la inspiración para extender el tejido elástico en el pulmón y el tórax. Posteriormente la fuerza almacenada se libera debido al retroceso elástico que se libera durante la expiración.

Un aumento en la distensibilidad está asociado con una disminución en el retroceso elástico debido a que existe, menos energía almacenada para ser liberada durante la exhalación por eso, el flujo espiratorio máximo es menor a medida que aumenta la distensibilidad. En la siguiente ilustración se observa los cambios de la compliance en la curva flujo volumen.

Ilustración 29. Cambios de Compliance en la Curva Flujo/ Volumen.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

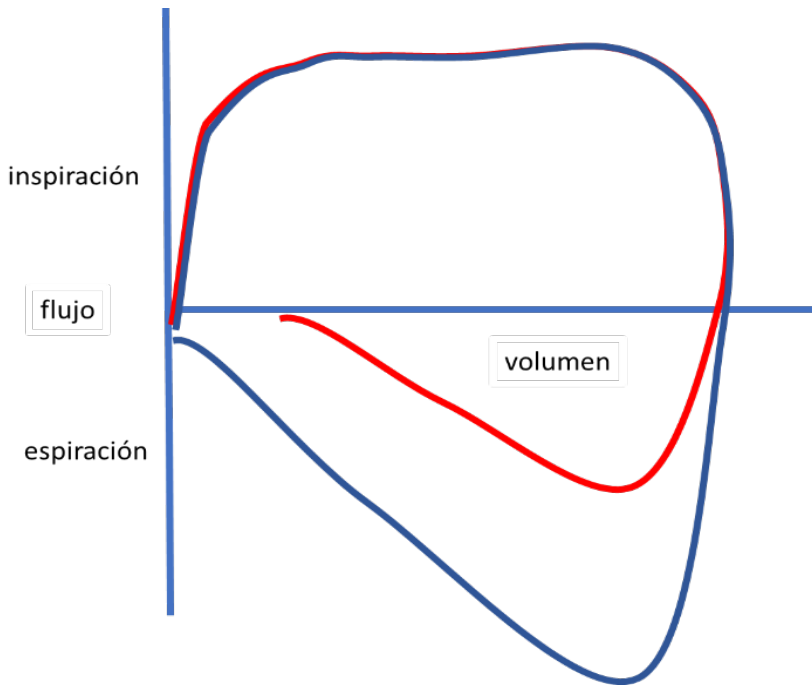
Nota: como la línea azul el flujo espiratorio es menor en comparación con la línea roja y verde debido a la mejoría de la compliance pulmonar.

Valoración de la Resistencia en Flujo/Volumen

Puede ocurrir un aumento de la resistencia de las vías respiratorias durante la inspiración, o en la espiración o en ambas. En la siguiente ilustración se observa el bucle F/V donde se observan dos respiraciones de flujo constante, una con resistencia normal de las vías respiratorias (azul) y la otra con una resistencia aumentada de las vías respiratorias espiratorias (rojo).

Observe la disminución de la tasa de flujo espiratorio máximo. No se visualiza excavación, siendo compatible con la obstrucción de las vías respiratorias grandes. El retorno acortado del bucle indica una pequeña fuga.

Ilustración 30. Aumento de la Resistencia Bucle Flujo/Volumen.

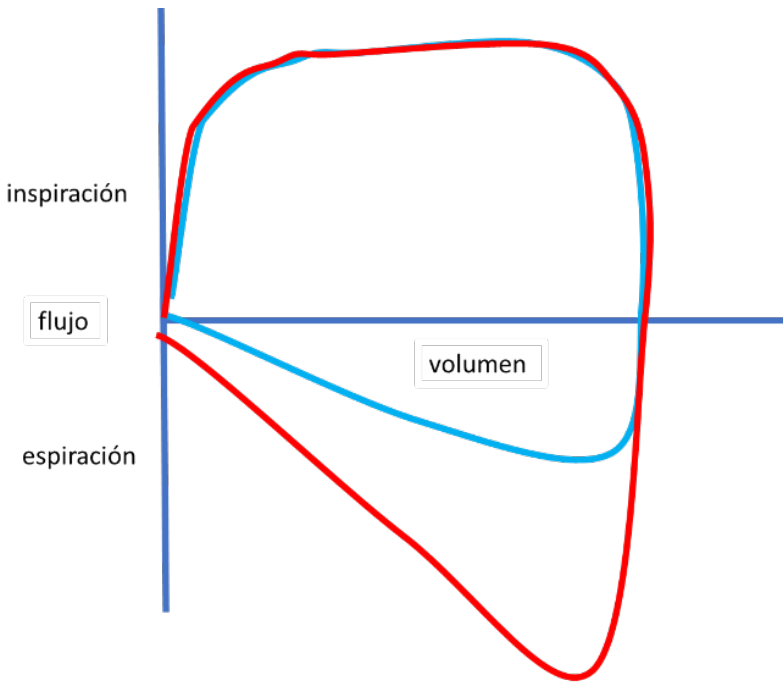


Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

Bucle F/V con mayor resistencia de las vías respiratorias inspiratorias y espiratorias.

La resistencia en la vía aérea tiene una relación con el V_t , para entender la valoración en la siguiente ilustración se muestran los efectos que se pueden observar, el bucle azul es el resultado de aumentos en la resistencia a lo largo de toda la respiración del ventilador acompañado de un patrón de flujo inspiratorio cuadrado, los únicos cambios con respecto al bucle roja (normal) se producen en la parte espiratoria.

Ilustración 31. Resistencia en Inspiración y Expiración.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

Cambios de la Resistencia a una Compliance Fija

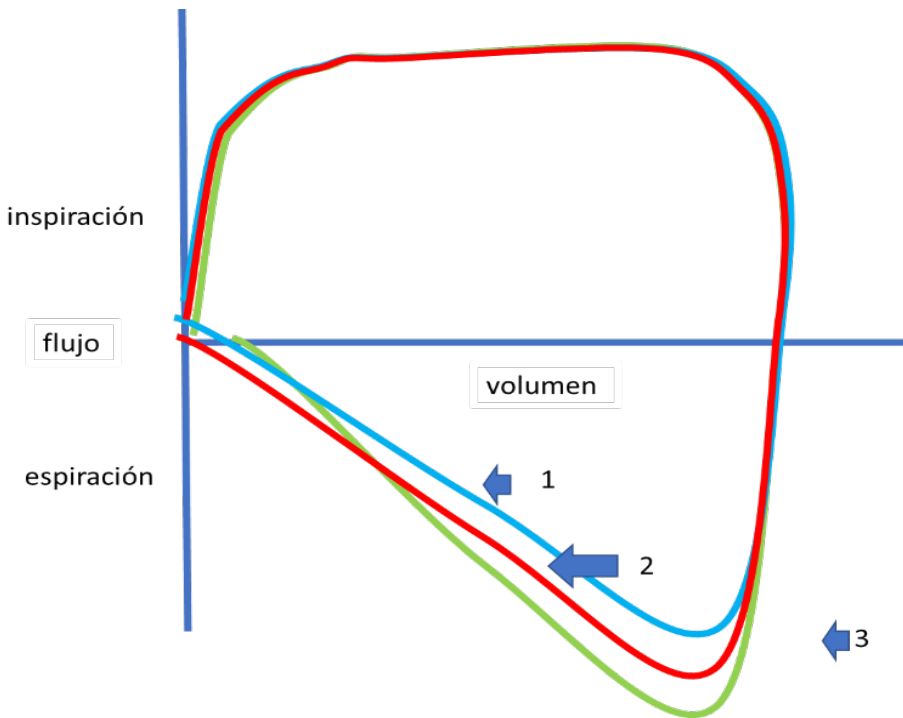
La resistencia en ventilación mecánica puede deberse a factores externos como el tamaño del tubo orotraqueal en el caso de pediatría, o deberse a broncoespasmo, acodamiento del tubo orotraqueal, lo que conlleva a una disminución de entrada de aire al pulmón afectando el volumen corriente y la presión de entrada PIM, consecuentemente, una inadecuada distribución de flujo y aumento de la presión en la vía aérea lo que puede ocasionar lesión pulmonar.

En la ilustración 31, se muestra el cambio de la resistencia de las vías respiratorias con una distensibilidad con rango normal. El bucle 1 representa la condición con la resistencia más alta, el bucle 2 o el 3 representarían lo normal, los tres bucles representan condiciones de resistencia en las vías respiratorias anormalmente alta, aunque el bucle 3 es solo medianamente anormal.

Aunque, a menudo se puede usar un solo bucle F/V para detectar obstrucción debido al aumento de la resistencia de las vías respiratorias, tiene mayor utilidad cuando los bucles se pueden comparar a lo largo del tiempo, o antes y después de un cambio en parámetros del ventilador mecánico o terapia broncodilatadora.

Observe en la ilustración a medida que disminuye el flujo espiratorio máximo, no se produce la exhalación. Esto sugiere que el sitio de obstrucción está en la vía aérea grande.

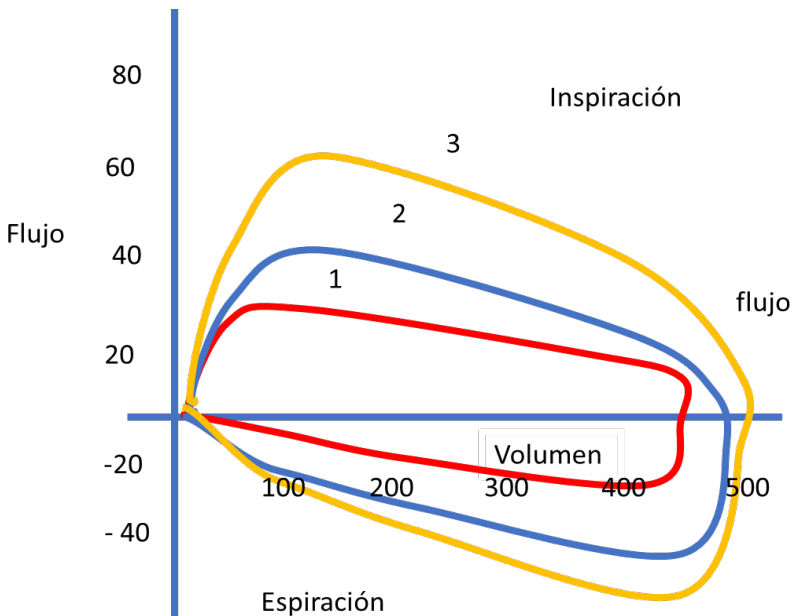
Ilustración 32. Resistencia de la Va Aérea.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007, p. 151.

En la siguiente ilustración se muestra los cambios en los bucles F/V como resultado de diferentes combinaciones de resistencia y distensibilidad, en estas ilustraciones, la distensibilidad es normal para cada respiración, la resistencia del circuito disminuye en bucle 1 al bucle 3. Observe el signo de atrapamiento de aire en el bucle 1. Los bucles F/V están restringidos a una forma casi rectangular ya que la presión establecida se alcanza rápidamente debido a la mayor resistencia establecida de las vías respiratorias a medida que la resistencia disminuye, los bucles adoptan el patrón típico de rampa de desaceleración

Ilustración 33. Cambios de la Resistencia en Modo Presión.



Fuente: propia basado en Waugh JB, editor. *Rapid interpretation of ventilator waveforms*. 2nd ed. Upper Saddle River, N.J: Pearson Prentice Hall; 2007. p. 151.

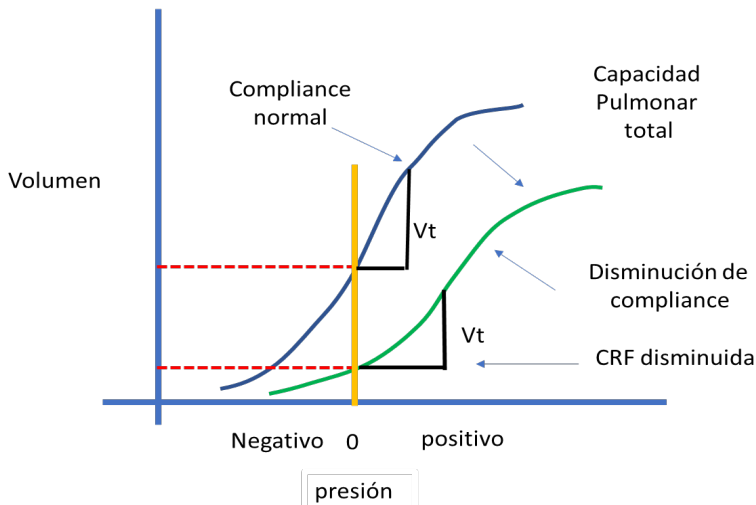
Interpretación Bucles Presión/Volumen Respecto al Trabajo Respiratorio (WOB)

Durante la ventilación mecánica pueden existir alteraciones de la mecánica respiratoria las cuales, pueden ir desde los bronquios hasta vías aéreas terminales. Así mismo, puede haber alteraciones en la caja torácica o en el pulmón que consecuentemente llevan a aumentar el trabajo respiratorio.

En la ilustración 34 se muestran las curvas de distensibilidad con respecto al trabajo respiratorio las cuales varían de acuerdo con la mecánica pulmonar. Una disminución de la CRF altera la eficiencia ventilatoria, en el caso de disminución de la distensibilidad pulmonar y la capacidad residual funcional, la presión requerida para generar cambios en el volumen corriente es casi el doble.

El movilizar este volumen implica realizar mayor WOB durante cada ciclo respiratorio. En la ilustración se observa el trabajo respiratorio durante una respiración, en la curva de la derecha se requiere mayor presión debido a la disminución de la distensibilidad (pendiente de la curva) debido a la disminución de CRF (posición del punto de presión cero en la curva).

Ilustración 34. Relación de WOB en los Bucles Presión /Volumen.



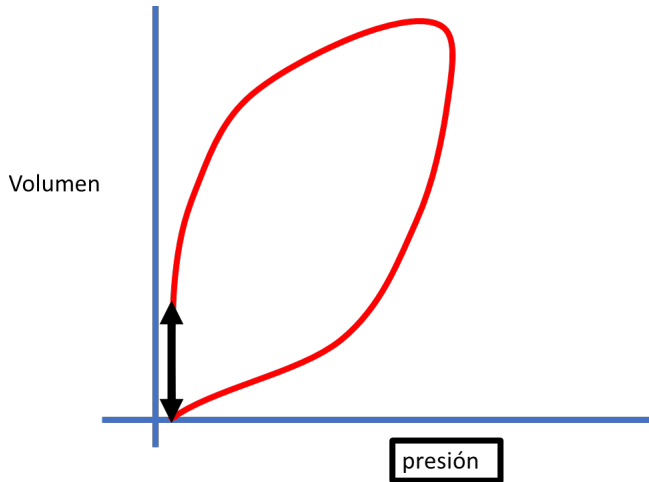
Fuente: Waugh JB, editor. Rapid interpretation of ventilator waveforms. 2nd ed. Upper Saddle River, N.J: Pearson Prentice Hall; 2007. p.151.

Detección de Fugas en la Curva Presión/Volumen

La pérdida de volumen o fuga de aire durante un ciclo puede ser detectada en los bucles como en las curvas. La pérdida de volumen aparece en la fase espiratoria, es decir, volumen espiratorio. Cuando la fuga ocurre después del transductor de flujo aparecerá como parte del volumen inspiratorio.

En la ilustración 35 se observa como el volumen corriente perdido no se devuelve a través del transductor de flujo, el bucle no se cierra. El espacio indicado por la flecha roja en la ilustración indica una pérdida parcial de volumen durante la espiración, el cual debe ser corregido revisando circuito del respirador, neumotaponador del tubo orotraqueal, o fugas por fistula broncopleurales.

Ilustración 35. Fugas en Presión/Volumen.



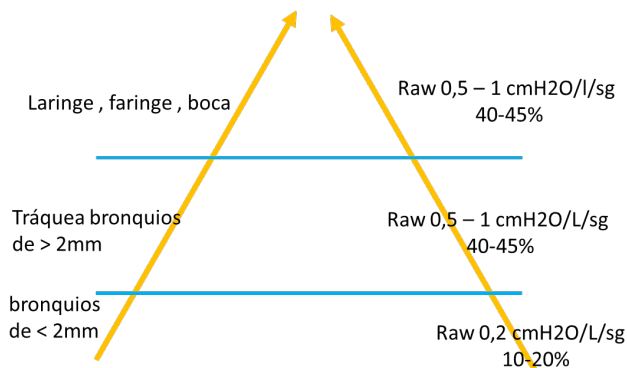
Fuente: Waugh JB, editor. *Rapid interpretation of ventilator waveforms*. 2nd ed. Upper Saddle River, N.J: Pearson Prentice Hall; 2007. p. 151.

Cambios en la Resistencia

La resistencia que ofrece el tubo orotraqueal al paso del gas se determina por la relación entre la presión (diferencia entre las presiones de entrada y salida del tubo orotraqueal) y la velocidad del flujo de gas. Este modelo puede aplicarse al sistema respiratorio el cual, está constituido por un número de tubos y ramificaciones que comprenden las vías aéreas, en el cual la presión motriz será la diferencia entre la presión alveolar y la presión en la boca; esta última es la presión atmosférica, que se considera igual a cero, la resistencia vendrá expresada por la relación entre la presión alveolar y el flujo. La fricción que se produce por el tubo orotraqueal está relacionada con la longitud del tubo, magnitud del flujo y propiedades físicas del gas. Por lo cual es importante identificar el sitio donde se genera el aumento de la presión, para determinar los cambios en el respirador. ver ilustración 37

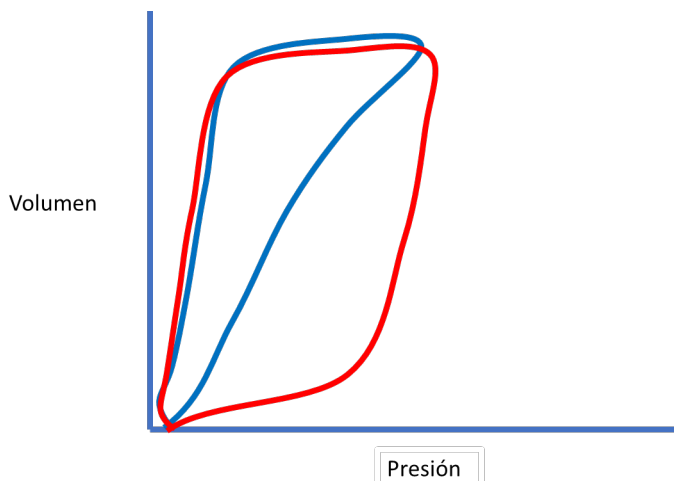
En la siguiente ilustración se presenta la distribución de la resistencia en la vía aérea (16). Un examen físico exhaustivo pulmonar a través de la auscultación del paciente nos orientara a identificar la causa y determinar las posibles soluciones.

Ilustración 36. Distribución de la Resistencia.



Fuente: Elaboración propia basado en Capote Gil, F., et al. “La resistencia de la vía aérea en las obstrucciones de las vías aéreas superiores.” Archivos de Bronconeumología, vol. 17, no. 6, 1981.

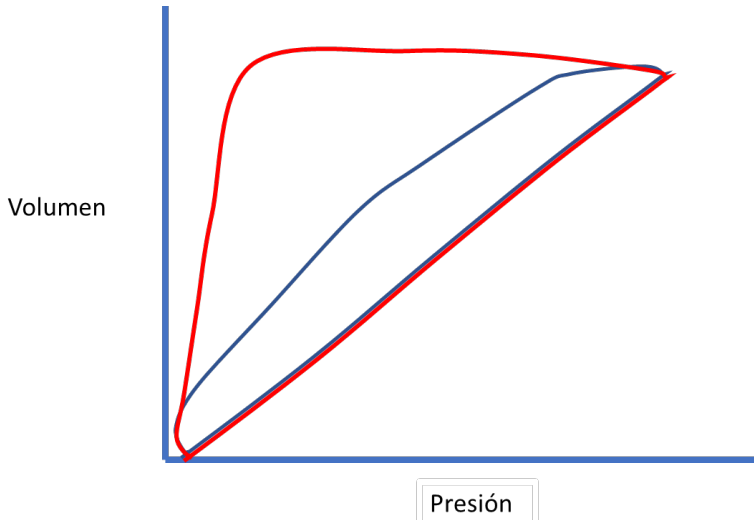
Ilustración 37. Valoración de la Resistencia en la Curva Presión /Volumen.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007.

En la siguiente ilustración se muestra un aumento de la resistencia en la fase espiratoria. Las causas pueden ser debido a enfermedades que lleven al colapso de las vías respiratorias pequeñas en el caso del enfisema, broncomalacia, asma, o la mordedura del tubo orotraqueal por el paciente.

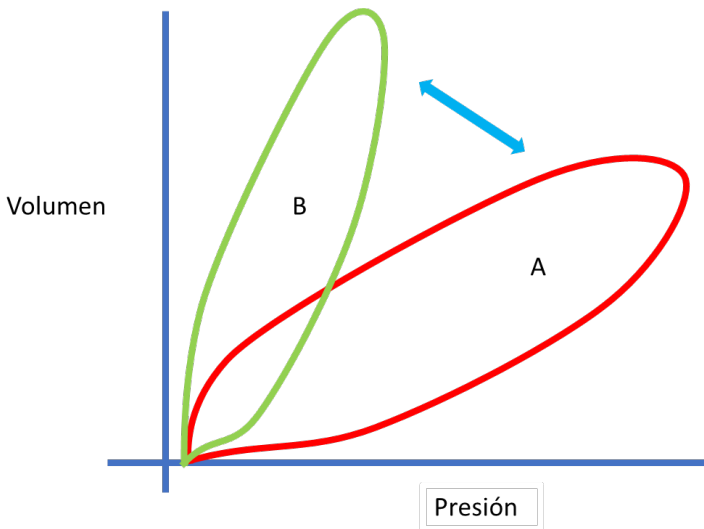
Ilustración 38. Aumento de la Resistencia.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007.

En la siguiente ilustración se evidencia los cambios de la compliance; en **A** se representa disminución de la compliance, donde se evidencia que se requiere mayor presión para mover un menor volumen pulmonar, **B** representa un aumento de la compliance pulmonar debido a una mejoría en la mecánica pulmonar, en el caso de recién nacidos con síndrome de dificultad respiratoria y colocación de surfactante exógeno se puede evidenciar este cambio de manera dramática.

Ilustración 39. Aumento y Disminución de la Compliance en Presión/Volumen.



Fuente: Waugh, J.B., editor. *Rapid Interpretation of Ventilator Waveforms*. 2nd ed., Pearson Prentice Hall, 2007.

Bibliografía

1. Gentile MA. “Cycling of the Mechanical Ventilator Breath”. *Respir Care*. 1 de enero de 2011;56(1):52-60.
2. Balcells Ramírez J. “Monitorización de la función respiratoria: curvas de presión, volumen y flujo”. *An Pediatría*. 2003;59(3): 264-77.
3. Dexter AM, Clark K. “Ventilator Graphics: Scalars, Loops, & Secondary Measures”. *Respiratory Care*. Junio de 2020;65(6): 739-59.
4. Rittner F, Döring M. *Curves and Loops in Mechanical Ventilation*. Dräger Medical Incorporated, 2012
5. Chang DW. “Clinical application of mechanical ventilation “[Internet]. 4.a ed. Vol. 1. Delmar Cengage learning; 2014 [citado 18 de marzo de 2022]. 770 p. Disponible en: https://archive.org/details/clinicalapplicat0000chan_c4o0
6. Emrath E. “The Basics of Ventilator Waveforms”. *Current Pediatrics Reports*. marzo de 2021;9(1): 11-9.

7. Mellema MS. “Ventilator Waveforms”. *Top Companion Anim Med*. agosto de 2013;28(3): 112-23.
8. Walter JM, Corbridge TC, Singer BD. “Invasive Mechanical Ventilation”. *South Med J*. diciembre de 2018;111(12): 746-53.
9. García-Prieto E, Amado-Rodríguez L, Albaiceta GM. “Monitorización de la mecánica respiratoria en el paciente ventilado”. *Med Intensiva*. enero de 2014;38(1): p. 49-55.
10. Pérez M, Mancebo J. “Monitorización de la mecánica ventilatoria”. *Med Intensiva*. diciembre de 2006;30(9): 440-8.
11. Correger E, Murias G, Chacon E, Estruga A, Sales B, Lopez-Aguilar J, et al. «Interpretación de las curvas del respirador en pacientes con insuficiencia respiratoria aguda». *Med Intensiva*. mayo de 2012;36(4): p. 294-306.
12. 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): 15.
13. Bulleri E, Fusi C, Bambi S, Pisani L. *Patient-ventilator asynchronies: types, outcomes and nursing detection skills* [Internet]. Vol. 89. 2018 [citado 18 de febrero de 2022].: <https://doi.org/10.23750/abm.v89i7-S.7737>
14. Waugh JB, editor. *Rapid interpretation of ventilator waveforms*. 2nd ed. Upper Saddle River, N.J: Pearson Prentice Hall; 2007. 151 p.
15. Leanne Temlett. «Ventilator-Graphics-Leanne-Temlett.pdf» [Internet]. [citado 22 de julio de 2022]. Disponible en: <https://q8c7r2f7.stackpathcdn.com/wp-content/uploads/2021/03/2021-26-March-Ventilator-Graphics-Leanne-Temlett.pdf>
16. Capote Gil F, Castillo Gomez J, Montemayor Rubio T. «La resistencia de la via aerea en las obstrucciones de las vías aéreas superiores». *Arch Bronconeumol*. noviembre de 1981;17(6): p. 277-86.

