

Caracterización de los ventiladores mecánicos

Julio Calderón J, MD
Álvaro Roncallo P, MD



OBJETIVOS

- Brindar una caracterización funcional de los diferentes componentes que integran un ventilador mecánico.
- Describir las diferentes variables y conceptos relacionados con el funcionamiento óptimo de los ventiladores mecánicos.
- Explicar una clasificación funcional de los ventiladores y cómo se relacionan los diferentes componentes para llevar a cabo una ventilación mecánica segura.
- Integrar la fisiología respiratoria aplicada al funcionamiento del ventilador mecánico.

INTRODUCCIÓN

La ventilación mecánica (VM) representa el soporte vital de muchos de los pacientes que ingresan a la Unidad de Cuidado Intensivo (UCI) y requieren de soporte ventilatorio hasta la estabilización de su condición clínica. Es precisamente a través de un ventilador que se logra la optimización de las variables fisiológicas necesarias para iniciar de nuevo la respiración espontánea.

En los últimos 40 años ha habido una gran evolución en la tecnología de los ventiladores, incluidos los nuevos modos de ventilación. El desarrollo de esta tecnología se centra en la seguridad, la eficiencia y la sincronía en la interacción paciente-ventilador. Los ventiladores actualmente cuentan con sistemas de control que están diseñados para cumplir sus 3 objetivos principales: seguridad, comodidad y liberación. El personal de cuidado crítico, como terapeutas respiratorios, médicos

y enfermeros, debe tener un conocimiento básico del funcionamiento de los diferentes componentes del ventilador y cómo se integran con las diferentes variables que se programan en el equipo para, de esta forma, brindar un tratamiento integral a los pacientes ventilados.

Las operaciones básicas de estos esquemas se pueden comprender sin tener conocimientos de ingeniería y proporcionan la base para entender la amplia variedad de modos y sus ventajas relativas para mejorar la sincronía entre el paciente y el ventilador. En muchas situaciones, el desempeño depende de la comprensión de los terapeutas respiratorios de la VM y sus características, esto se aplica a todas las edades: paciente neonatal, pediátrico y adultos. Lo mismo se emplea en el transporte y a nivel de cuidado a largo plazo. Por tanto, es importante para los profesionales del cuidado respiratorio comprender la clasificación de la VM y las características de diseño empleadas por un ventilador para lograr la tarea de soportar la ventilación de un paciente. A través de este capítulo profundizaremos en los diferentes componentes necesarios para entender el adecuado funcionamiento del ventilador y cómo se integran entre sí para lograr una ventilación eficiente y segura.

DEFINICIÓN

Un ventilador se define como una máquina diseñada con un sistema de elementos relacionados que busca modificar, transmitir y dirigir energía de manera predeterminada y realizar un trabajo útil. Ponemos la energía en el ventilador en forma de electricidad (energía = voltios \times amperios \times tiempo) o gas comprimido (energía = presión \times volumen). Esa energía es transmitida o transformada por el mecanismo de accionamiento del ventilador de manera predeterminada (por el circuito de control) para mejorar la función respiratoria o reemplazar los músculos respiratorios del paciente al realizar el trabajo respiratorio (1). Actualmente, los ventiladores son de presión positiva y microprocesados.

HISTORIA

La VM ha evolucionado en su tecnología desde la introducción del primer ventilador mecánico. El gran surgimiento de la VM ocurrió tras la epidemia de poliomielitis en la década de 1950; desde entonces, una multitud de fabricantes ha producido y comercializado ventiladores de



todos los tamaños, descripciones y capacidades. Muchos han acuñado nuevos términos para describir sus ventiladores y acentuar en qué medida sus productos se diferencian de los demás. Se pueden emplear varios sistemas diferentes para describir la clasificación de los ventiladores; la mayoría de estos sistemas se centra en sus diferencias en lugar de sus similitudes (2). La evolución del diseño técnico de los ventiladores nos permite clasificarlos en al menos 5 generaciones dadas en los últimos 40 años. De acuerdo con sus características de funcionalidad, el lapso de tiempo entre las generaciones tecnológicas es de aproximadamente 8 años, estos se clasifican de la siguiente manera (3, 4):

Primera generación

Surgen a final de la década de 1950. Estos eran equipos sencillos totalmente neumáticos. Sus características principales eran circuitos de control neumático simples, operación de modo único, interfaz de operador básica, diales no calibrados o calibrados de forma no muy precisa, palancas, manómetros de presión y sin alarmas (3).

Segunda generación

La evolución en la electrónica durante la década de 1970 llevó a su desarrollo, lo que permitió agregar nuevas funciones, como el ciclado por volumen y más modalidades ventilatorias. Las características principales de esta generación de equipos son el circuito de control de fluidos o analógicos simples, control de flujo, selección de modo restringido, ventilación controlada por volumen, ventilación intermitente controlada por presión, presión positiva continua en la vía aérea (CPAP), interfaz predominantemente analógica del operador, interruptores, botones, manómetros de presión, alarmas básicas de la máquina y elementos básicos de monitorización. La electrónica analógica representó un avance notable, pero con limitaciones en relación con los tiempos de respuesta, tareas que podía controlar, entre otros (3, 4).

Tercera generación

Estos equipos aparecieron gracias a la transformación tecnológica que generó los microprocesadores, de ahí el nombre de ventiladores mi-

croprocesados. El control microprocesado se sumó a otros importantes avances y mejoras en otros componentes, como sensores de flujo, transductores de presión, reguladores y válvulas. Las principales características de estos equipos son los circuitos de control electrónico digital (microprocesador), actualizaciones posibles de *software*, control de flujo proporcional para proveer varias formas de onda, selección de modo con varias opciones, ventilación intermitente sincronizada mandatoria, presión de soporte, interfaz de operador electrónico, indicador numérico y de texto con LED, indicador de presión electrónico, botón multiusos, máquina avanzada, alarmas, mensajes de diagnóstico del sistema y alarmas de estado del paciente (3).

Cuarta generación

La evolución de la tecnología continúa y se incorporan nuevas herramientas, tales como la interfaz de operador computarizada, pantallas de tubos de rayos catódicos y de cristal líquido, pantallas de texto y gráficos, monitorización integrada de formas de onda y mecánica respiratoria calculada, diagnósticos exhaustivos del sistema, lo que proporciona una ventilación segura, con menos riesgos para el paciente.

Quinta generación

Estos equipos presentan respuestas mucho más rápidas a los cambios realizados por el *software* y *hardware* de control avanzado, control más preciso de la presión, el volumen y el flujo; ventiladores para pacientes neonatales, pediátricos y adultos, diseño de interfaz del operador del instrumento virtual, con fácil actualización a través del *software* en lugar del *hardware* (3).

INTERACCIÓN PACIENTE-VENTILADOR

La interacción paciente-ventilador está determinada por el rendimiento del ventilador, las características del paciente y la interfaz paciente-ventilador. Los nuevos ventiladores han desarrollado sistemas o modos ventilatorios que favorecen la respiración espontánea, que logran de esta forma que el paciente tome el control de la ventilación y disminuyen, así, la asincronía de forma efectiva.



En una interacción paciente-ventilador ideal, el ventilador se activa en sincronía con los estímulos eléctricos originados en el centro respiratorio del paciente. El ventilador debe ser capaz de censar el esfuerzo del paciente; tanto su magnitud como el retraso en la respuesta son importantes en relación con el disparo. La magnitud es la cantidad de esfuerzo requerido por el paciente, que debe ser el menor posible. El retraso es el tiempo que transcurre entre el inicio del esfuerzo del paciente y el del flujo del ventilador, que debe ser lo más corto posible; este retraso está relacionado con los componentes neumáticos y electrónicos del ventilador. Cuando el disparo es generado por el cambio de flujo (sensibilidad), el retraso puede estar por debajo de los 100 ms, de acuerdo con el tipo de ventilador. Los microprocesadores, cada vez más sofisticados, buscan con la tecnología maximizar la interacción y disminuir el retraso en la respuesta al esfuerzo del paciente; reciben la información, la procesan, la almacenan y toman decisiones de acuerdo con los algoritmos de control. Dentro de los sistemas de control existen los de circuito abierto, que son muy simples, y de circuito cerrado, que son los utilizados por los ventiladores de última generación (4).

Un punto de gran importancia en la VM es lograr integrar el ritmo respiratorio central del paciente con el ventilador, para que el ciclo se efectúe acorde con el tiempo neural y mecánico (**Figura 1**). Para una sincronización perfecta, el período de inflación mecánica debe coincidir con el período de tiempo inspiratorio neural (la duración del esfuerzo inspiratorio) y el período de inflación mecánica (5).

La inactividad debe coincidir con el tiempo espiratorio neural. Las dificultades en la sincronización pueden surgir al comienzo del esfuerzo inspiratorio, al inicio del flujo administrado, durante el período de inflado inducido por el ventilador y al cambiar entre inspiración y espiración. Casi todos los pacientes que se someten a VM reciben algún tipo de ventilación asistida, con el esfuerzo inspiratorio del paciente, que activa el ventilador. Se debe establecer un umbral que activará el ventilador; este umbral, denominado sensibilidad, puede ser programado por flujo o presión. Para alcanzar este umbral, el paciente debe iniciar un esfuerzo inspiratorio: cuando se alcanza el umbral, las neuronas inspiratorias simplemente no se detienen. En consecuencia, el paciente puede realizar un esfuerzo inspiratorio considerable a lo largo de la inflación del ciclo del ventilador (5, 7).

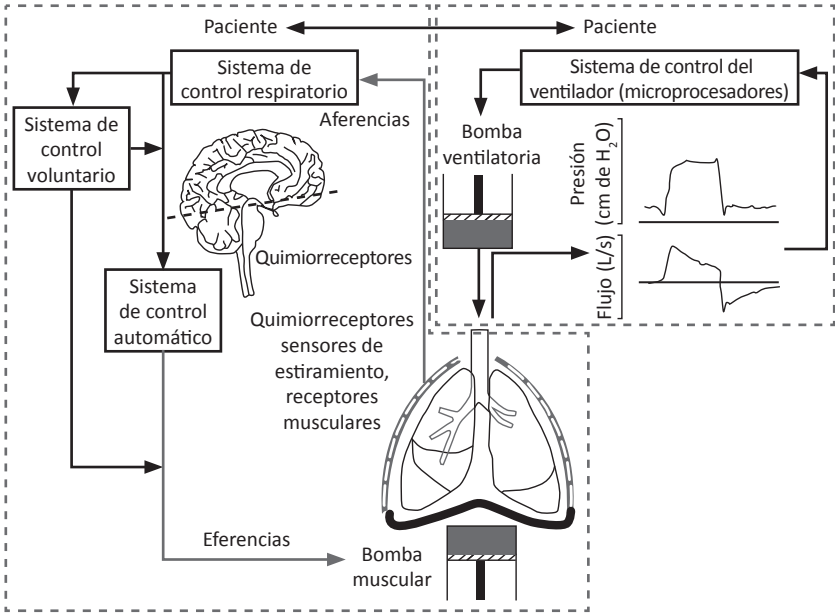


Figura 1. Interacción paciente-ventilador (6).

En pacientes en falla respiratoria críticamente enfermos, el nivel de esfuerzo se aumenta aproximadamente cuatro veces sobre el valor normal. Cuando este aumento del esfuerzo se mantiene indefinidamente se corre el riesgo de sufrir fatiga de los músculos inspiratorios, lo que puede agregar lesiones estructurales a músculos que ya trabajaban en exceso. Hay diferentes factores que influyen en la integridad y transmisión del impulso neural para llevar a cabo la contracción muscular diafragmática relacionados con la condición del paciente y el ventilador (Figura 2) (4).

La respuesta rápida que brinda el ventilador al detectar el esfuerzo inspiratorio permite integrar la bomba neuromuscular (paciente) con la bomba mecánica (ventilador), respuesta determinada por las válvulas que integran el ventilador al reconocimiento del esfuerzo del paciente (tiempo neural) que puede llegar a variar en milisegundos según el tipo y generación del ventilador para mantener la sincronía y comodidad del paciente.

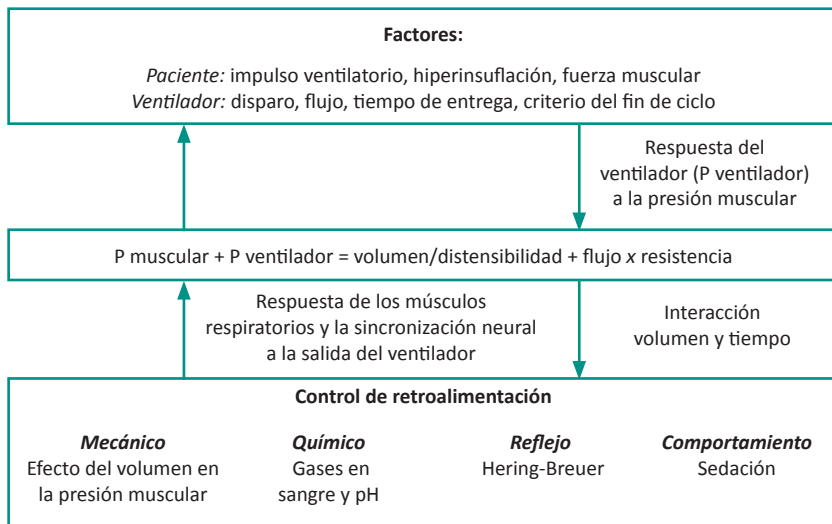


Figura 2. Relación de la ecuación de movimiento y la transmisión del esfuerzo respiratorio asociado con los factores del ventilador y el paciente (4).

Ecuación de movimiento

Para comprender cómo el ventilador controla la función normal del sistema respiratorio debemos mencionar los conceptos básicos de la mecánica respiratoria. La fuerza, el desplazamiento y la velocidad de cambio del desplazamiento hacen parte del estudio de la mecánica. En fisiología, la fuerza se mide como presión (presión = fuerza \times área), el desplazamiento como volumen (volumen = área \times desplazamiento) y la velocidad de cambio como el flujo (flujo promedio = cambio en el volumen). A nivel respiratorio es importante la presión necesaria para hacer que el flujo de gas se mueva a través de las vías respiratorias y aumente el volumen pulmonar (4).

El estudio de la mecánica consiste en un modelo simple del comportamiento mecánico del sistema respiratorio y es indispensable conocer cuál es la presión que genera el movimiento del gas para el respectivo incremento del volumen. La relación entre la presión, volumen y flujo está dada por la ecuación del movimiento que describe el comportamiento mecánico del sistema (**Figura 3**).

$$P = V/C + F \times R$$

Presión muscular + presión del ventilador = carga elástica + carga resistiva.

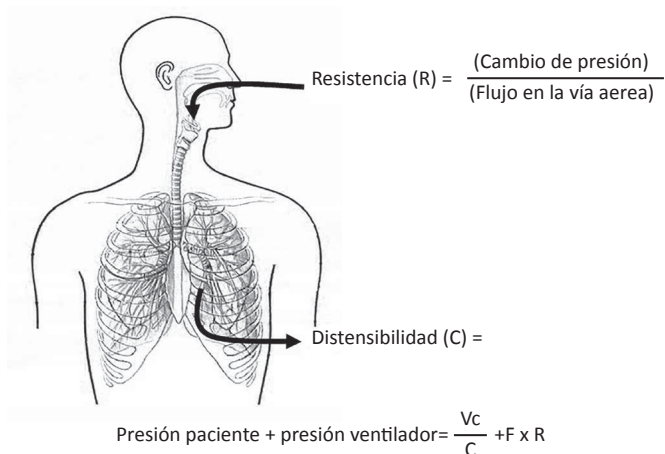


Figura 3. Ecuación del movimiento. Explica el comportamiento mecánico del sistema respiratorio. F: flujo; R: resistencia; Vc: volumen corriente.

Hay dos fuerzas disponibles para realizar el trabajo respiratorio: los músculos del paciente y el ventilador. El ventilador debe ser ajustado por el operador con el fin de equilibrar el trabajo entre los dos componentes; este balance es el que describe la ecuación del movimiento. En una respiración, la distensibilidad y la resistencia del sistema respiratorio no cambian significativamente, pero el volumen, la presión, el flujo y el tiempo pueden variar y son regulados por el ventilador (5).

Esta ecuación explica y se define como la presión necesaria que hay que aplicar en el sistema respiratorio para vencer las resistencias de la vía aérea, para un flujo determinado y las fuerzas de retracción elásticas para un volumen determinado. La presión muscular es la generada por los músculos respiratorios para expandir la caja torácica y los pulmones; la presión del ventilador es la presión producida durante la inspiración, estas dos presiones combinadas hacen que el paciente reciba un volumen y un flujo. El esfuerzo muscular del paciente aumenta el volumen pulmonar al disminuir la presión con respecto a la presión atmosférica y el ventilador lo aumenta al incrementar la presión con respecto a la atmosférica. La presión total es el resultado de que el paciente mueva el gas hacia los pulmones y que el ventilador empuje el gas hacia los mismos. Como se mencionó, la presión, volumen y flujo cambian con el tiempo, por tanto, son variables; la distensibilidad y



la resistencia permanecen constantes y se llaman parámetros. El efecto combinado de estos representa la carga de trabajo por el ventilador y los músculos respiratorios (7).

La presión, el volumen y el flujo son medidos con respecto a sus valores base al fin de la espiración. Esto significa que la presión, para provocar la inspiración, es medida como el cambio de presión en las vías respiratorias por encima de la presión positiva al final de la espiración (PEEP); esta es la razón, por ejemplo, para que los niveles de apoyo de la presión se midan en relación con la PEEP. El volumen se mide como el cambio en el volumen pulmonar por encima de la capacidad residual funcional, mientras que el cambio de volumen pulmonar durante la inspiración se define como volumen corriente. El flujo se mide en relación con el valor al final de la espiración. Si se grafican la presión, el volumen y el flujo como funciones del tiempo se obtienen patrones de curvas característicos para la ventilación controlada por volumen o por presión (5, 7).

CLASIFICACIÓN FUNCIONAL DE LOS VENTILADORES MECÁNICOS

En la actualidad existe múltiple literatura y referencias relacionadas con la clasificación de los ventiladores mecánicos; sin embargo, no es fácil encontrar una clasificación que reúna todos los criterios necesarios para comprender de una forma práctica y sencilla el funcionamiento de estas tecnologías, sin omitir aspectos relevantes, como principios físicos, entre otros.

Chatburn es uno de los autores que más ha profundizado en este tema. De acuerdo con sus recomendaciones, un adecuado esquema de clasificación debe aplicar a todos los tipos de ventiladores, es decir, que permitan su universalidad; lo que favorece la estandarización y comprensión sencilla de los conceptos (8).

Como se mencionó anteriormente, un ventilador es una máquina con un sistema de elementos relacionados diseñado para alterar, transmitir y dirigir la energía aplicada de manera predeterminada para realizar un trabajo útil (9). Si analizamos la anterior definición podemos inferir que básicamente utilizamos una entrada de energía al ventilador (eléctrica o neumática), que es transmitida o transformada (a través del

sistema neumático del ventilador) de manera predeterminada (por el sistema de control) para aumentar o reemplazar los músculos del paciente en la realización del trabajo respiratorio (salida deseada [presión, volumen y formas de onda de flujo]) (10). Podemos entonces clasificar los ventiladores mecánicos conforme a su funcionalidad y la relación existente entre sus diferentes variables, teniendo en cuenta los siguientes criterios:

- Tipo de fuerza inspiratoria aplicada
- Variables de control y formas de onda
- Variables de fase.

Tipo de fuerza inspiratoria aplicada

Con respecto a la generación de la fuerza inspiratoria, la fuerza está definida como masa \times aceleración. Fisiológicamente hablando se mide como presión (presión = fuerza \times área). Puntualmente nos interesa la presión o fuerza aplicada, necesaria para causar que un flujo de gas se desplace hacia los pulmones. Esto normalmente se logra debido al gradiente de presión entre los pulmones y la atmósfera, causado por la contracción de los músculos inspiratorios, lo que aumenta el volumen de la caja torácica. Dicha fuerza aplicada, normalmente realizada por los músculos inspiratorios, debe ser proporcionada por los ventiladores mecánicos, para esto existen dos formas de realizarlo: mediante la creación de presión negativa extratorácica (ventiladores de presión negativa) o a través de la aplicación de presión positiva intrapulmonar (ventiladores de presión positiva), dando lugar al primer grupo en la clasificación de los ventiladores.

Ventiladores de presión negativa

Conocidos como pulmón de acero, estos hacen parte de la primera generación de ventiladores mecánicos. Básicamente consistían en una recámara o cilindro, la cual se sellaba de forma hermética para evitar fugas de presión. El paciente se colocaba dentro de la cavidad sellada hasta el cuello y, luego, una presión negativa se generaba a través de una bomba semejante a una aspiradora. Debido a que la cabeza del paciente quedaba por fuera del cilindro, las vías aéreas estaban expuestas a la presión atmosférica y dentro de la cavidad se generaba una presión subatmosférica alrededor del tórax, lo cual producía un gradiente de



presión suficiente para elevar la caja torácica y un flujo de aire hacia los pulmones. Estos ventiladores cayeron en desuso debido a su tamaño y ruido, además no eran muy eficientes en pacientes con enfermedades respiratorias complejas.

Ventiladores de presión positiva

Consisten en aplicar una fuerza inspiratoria mediante una presión intrapulmonar positiva, que eleva la presión de las vías áreas del paciente en relación con la presión atmosférica, lo que ocasiona una expansión pulmonar.

Utilizan como mecanismo de conducción del aire componentes como fuelles, pistones, válvulas solenoides proporcionales (PSOL), turbinas, entre otros, que han evolucionado hasta el día de hoy. En cuanto al mecanismo de control utilizado para el sistema de conducción, este va pasando por diferentes cambios generacionales hasta la aparición de los microprocesadores, que mejoraron significativamente su rendimiento, seguridad y requerimientos en cuanto a consumo energético y de gases.

Variables de control y formas de onda

De acuerdo con lo mencionado en relación con la ecuación del movimiento, las variables que intervienen la respiración mecánica se relacionan entre sí a través de un modelo matemático (11).

La distensibilidad y la resistencia se consideran constantes, mientras que la presión, volumen y flujo varían en el tiempo, por lo cual se consideran variables. Por tanto, un ventilador debe ser capaz de controlar una de estas variables, convirtiéndose así en controladores de presión, de volumen o de flujo.

Ventiladores controladores de presión

Mantienen una presión en la vía área constante a un valor prefijado, sin afectarse la carga del sistema ante cambios en la distensibilidad y resistencia ósea. Si analizamos la ecuación de movimiento para un controlador ideal de presión, el lado izquierdo de la ecuación permanecerá constante, por tanto, el volumen y el flujo deberán alterarse con el fin de lograr el valor de presión deseado. Estos ventiladores generan una forma de onda de presión rectangular.

Ventiladores controladores de volumen

En estos ventiladores, la variable a controlar es el volumen, razón por la cual este parámetro permanece inalterado ante cambios en la carga (distensibilidad y resistencia). Debido a que los patrones de forma de onda de volumen y flujo están en función uno del otro, ya que el volumen es la integral del flujo y el flujo es la derivada del volumen, es necesario que el flujo también permanezca constante durante cambios en la carga del sistema, para clasificar como ventilador controlador de volumen. Esta característica solo está presente en ventiladores cuyo mecanismo de conducción es de pistón (linear o giratorios) o fuelle. La forma de onda del flujo sinusoidal es característica de los mecanismos de conducción guiados por pistones giratorios, mientras que una onda de flujo cuadrada es característica de un mecanismo de conducción de pistón lineal o fuelle. Miden el volumen entregado directamente en función del desplazamiento de su mecanismo de conducción y esta medición se utiliza como señal para el control de la forma de onda.

Ventiladores controladores de flujo

Dentro de sus características encontramos que la forma de onda del volumen y flujo permanece constante ante cambios en la distensibilidad y resistencia del sistema; sin embargo, el volumen no es medido de forma directa o utilizado como señal de retroalimentación de control. El flujo se mide mediante un transductor de flujo y el volumen es calculado como función del tiempo. La mayoría de estos ventiladores utilizan válvulas PSOL o válvulas electromagnéticas controladas por microprocesador, característica que las hace muy versátiles para satisfacer las necesidades clínicas del paciente mediante diferentes modos, formatos de forma de onda o herramientas ventilatorias.

Variables de fase

Adicionalmente a las variables de control y a la identificación de las formas de onda asociadas con cada tipo de controlador se podrían tomar como referencia los cambios que ocurren durante un ciclo ventilatorio. Para esto se puede dividir el ciclo respiratorio en cuatro fases (8):

- Cambio de la espiración a la inspiración (disparo)
- Inspiración (límite)
- Cambio de la inspiración a la espiración (ciclado)
- Espiración (base).



En cada fase, una variable particular de la ecuación de movimiento (presión, volumen, flujo y tiempo) es medida y usada para tomar decisiones relacionadas con el inicio, mantenimiento o terminación del ciclo respiratorio. Estas variables de fase son útiles para definir y comprender los diferentes modos ventilatorios (**Figura 4**).

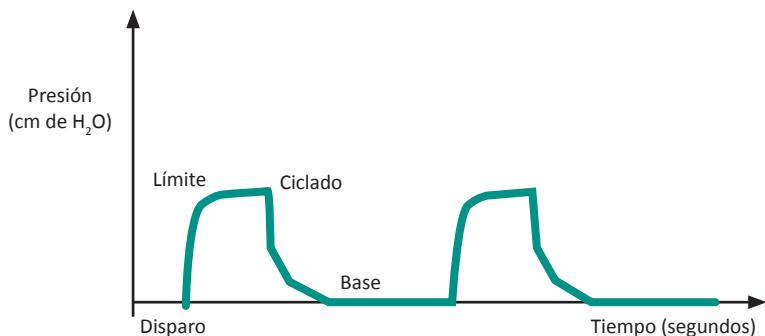


Figura 4. Variables de fase. Útiles para definir y comprender los diferentes modos ventilatorios.

Disparo

Todos los ventiladores miden una o más variables con la ecuación del movimiento: la inspiración inicia cuando una de estas variables alcanza un valor prefijado, así, esta variable es considerada como de activación. Las variables de activación más comunes son:

- **Tiempo:** el ventilador inicia una respiración de acuerdo con una frecuencia respiratoria programada, independiente de la respiración espontánea del paciente.
- **Presión:** el ventilador registra el esfuerzo inspiratorio del paciente como una disminución de la presión inicial y comienza una inspiración independiente de la frecuencia respiratoria programada. Cuando se utiliza la presión como activador se requiere un cambio de esta variable y, por tanto, una cantidad de trabajo respiratorio para poder activarlo.
- **Flujo:** el ventilador registra el esfuerzo inspiratorio del paciente como una disminución del flujo basal a través del circuito o censa directamente con un sensor el flujo inspiratorio en la vía respiratoria del paciente. Cuando se utiliza un cambio de flujo como activador se disminuye el trabajo que tiene que hacer el paciente para iniciar la inspiración (7, 12, 13). El esfuerzo que hace el paciente para activar

la inspiración se determina por la sensibilidad del ventilador, que se define como el cociente de la amplitud de la señal de salida por la amplitud de la señal de entrada. En el caso del ventilador, la salida es la activación de la inspiración (esfuerzo inspiratorio) y la entrada es el cambio en la señal de la variable utilizada como activador (13).

Límite

Es la variable programada con un valor máximo en toda la inspiración. Durante el soporte respiratorio, el volumen, la presión y el flujo aumentan por encima de los respectivos valores de referencia. El tiempo inspiratorio se define como el intervalo de tiempo entre el inicio del flujo inspiratorio y el comienzo del flujo espiratorio. Cada variable de presión, flujo o volumen no puede aumentar por encima del valor programado durante el tiempo inspiratorio, esto se denomina variable límite; la inspiración no termina cuando las variables alcanzan su valor. La entrega de la respiración continúa, pero la variable se mantiene en el valor fijo preestablecido. Un ejemplo es que durante la presión soporte se programa un valor de presión, pero después de alcanzar este valor, la inspiración continúa hasta un valor de flujo preestablecido o un porcentaje de flujo inicial para pasar al ciclado (2).

Ciclado

La inspiración siempre termina cuando se alcanza la variable de ciclo específica (ciclado de presión, de volumen o de flujo). El ventilador debe medir esta variable y usarla como una señal de retroalimentación para finalizar la administración del flujo inspiratorio, que luego permite que comience la exhalación; cuando esta se alcanza termina la inspiración. En el ejemplo anterior, la variable de ciclado es el flujo debido a que la inspiración termina cuando la caída del flujo alcanza un valor determinado (2, 13).

Base

La variable de base es la que se controla durante la espiración. El tiempo espiratorio se define como el intervalo entre el inicio del flujo espiratorio y el comienzo del flujo inspiratorio, que corresponde a la fase espiratoria. Más comúnmente, la presión se controla durante la fase espiratoria. La aplicación de la PEEP y de la CPAP se utilizan para aumentar la capacidad residual funcional (CRF), con el fin de mejorar la



distribución del gas y la oxigenación. Estas presiones, cuando se aplican por encima del valor basal (presión ambiental) durante la espiración, mantienen los pulmones en un estado de reclutamiento, esto ayuda a prevenir el colapso alveolar, reclutar alvéolos previamente colapsados y mantenerlos abiertos (2).

COMPONENTES DEL VENTILADOR MECÁNICO

Los ventiladores mecánicos constan de un conjunto de subsistemas y componentes, los cuales podemos observar de manera general en el siguiente diagrama de bloques (Figura 5).

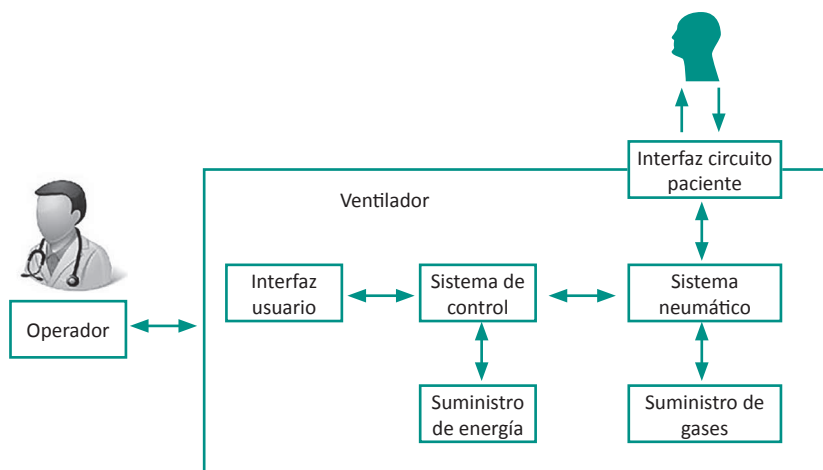


Figura 5. Componentes de un ventilador (14).

Interfaz de usuario

La interfaz gráfica de usuario permite mantener una comunicación bilateral entre la máquina y el operario. Mediante esta podemos realizar la programación del equipo (seleccionar el modo ventilatorio, ajustar parámetros, establecer límites de alarmas), monitorizar los parámetros ventilatorios medidos (presiones, frecuencia, volúmenes, flujos, tiempos, relación I:E, fracciones inspiradas de oxígeno $[FiO_2]$, mecánica pulmonar, otros), desplegar curvas (presión, flujo, volumen, bucles) y recibir mensajes y alarmas de eventos a través del sistema de seguridad y alarmas.

Sistema de seguridad y alarmas

En la actualidad existe una gran cantidad de alarmas, determinadas por la complejidad de los equipos y la monitorización avanzada de parámetros que estos permiten; sin embargo, la mayoría de las tecnologías admiten una interacción amigable a través del gerenciamiento inteligente de las alarmas, las cuales pueden ser tanto audibles como visuales. El objetivo principal del uso de alarmas es prevenir eventos o condiciones que requieran un reconocimiento o acción clínica; estos eventos pueden estar relacionados con alteraciones en los parámetros de ventilación, problemas de programación, cambios inadvertidos en el rendimiento del ventilador o alteraciones del estado clínico del paciente (5).

En términos generales, las alarmas pueden ser programadas por el operador de acuerdo con los parámetros que él considera adecuados para el paciente (alarmas de presión, de volumen, de apnea, de porcentaje de oxígeno, frecuencia respiratoria, entre otras) o automáticas fijas de fábrica (suministro de energía, suministro de gases, ventilador inoperante, programación incompatible, relación I:E invertida, entre otros).

Sistema de control

El sistema o circuito de control es el cerebro del ventilador. Permite la interacción del operador con el equipo y la interfaz del ventilador con el paciente. Básicamente recibe órdenes del operador, interactúa con los demás sistemas a través del procesamiento de señales e información proveniente de los sensores y la transforma en acciones direccionadas a impactar la condición del paciente.

Estos sistemas han evolucionado a través del tiempo al pasar de controles muy básicos netamente neumáticos al uso de microprocesadores y sistemas digitales. Sin lugar a dudas, la aparición del computador y los sistemas microprocesados marcaron un antes y un después en la evolución de los ventiladores, dando lugar al desarrollo de modos ventilatorios avanzados e interfaces usuario-ventilador amigables e intuitivas que representan la evolución de los esquemas de control de ingeniería.

Un ventilador necesita un circuito de control para manipular la presión, el volumen y el flujo. El sistema de control mide y direcciona la salida del ventilador; a través del microprocesador se logra mayor precisión y flexibilidad en el manejo de las variables respiratorias en comparación con los sistemas de control mecánicos usados en las primeras generaciones (6, 7).



Los ventiladores modernos usan sistemas de control retroalimentados o de lazo cerrado, con el fin de poder mantener sus salidas de presión y formas de onda de flujo ante cambios en las condiciones del sistema. Utilizan una señal de retroalimentación de la salida y la comparan con el valor ajustado por la operación. La diferencia entre estos dos valores se usa para hacer ajustes, con el fin de obtener la salida deseada.

Sistema neumático

El sistema neumático del ventilador es el encargado de conducir o transformar la energía de entrada del sistema (eléctrica o neumática) a través del mecanismo de conducción (pistón, válvulas proporcionales PSOL, turbina, entre otras) de acuerdo con lo ordenado por el sistema de control, con el fin de aumentar o reemplazar los músculos del paciente en la ejecución del trabajo respiratorio. Para lograr esta función y servir de retroalimentación del circuito de control se necesitan algunos componentes, que describiremos a continuación (**Figura 6**).

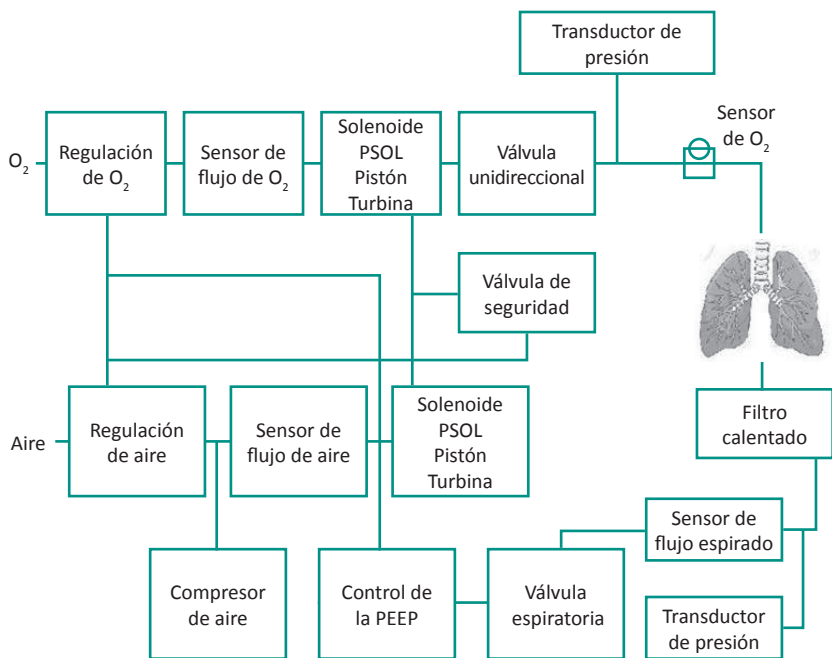


Figura 6. Diagrama del sistema neumático (15).

Mecanismos generadores de flujo

- **Sistema de pistón:** tienen como función movilizar el gas desde el sistema de entrada de gases para ser entregado al paciente. El volumen entregado se mide de forma directa y está en función del desplazamiento. Los sistemas de pistón modernos, en su mayoría, son libres de fricción, lo cual reduce el desgaste, optimiza el consumo eléctrico y de gases y permite una capacidad de respuesta mejorada; sin embargo, tienen limitaciones para operar modos duales.
- **Válvulas solenoides proporcionales:** muchos de los ventiladores modernos utilizan válvulas solenoides proporcionales o PSOL, debido a su alta confiabilidad y exactitud para la entrega de flujos. Su funcionamiento se basa en las tablas de flujo *vs.* la corriente aplicada (**Tabla 1**), las cuales se almacenan y actualizan constantemente para corregir desviaciones en la entrega. Dicha corriente aplicada está controlada por el microprocesador, es decir, la válvula se abre proporcionalmente a la corriente, con el fin de alcanzar el flujo deseado. Las PSOL, junto con el sistema de control, son el cerebro del ventilador, ya que controlan todos sus parámetros (frecuencia, volumen corriente, flujo, forma de onda y FiO_2).
- **Sistemas de turbina:** los sistemas de ventilación por turbina han evolucionado significativamente a través del tiempo, por lo que hoy en día se encuentran en el mercado turbinas de alto rendimiento que favorecen la portabilidad debido a su tamaño reducido. No requieren del uso de aire comprimido o entrada de aire medicinal, ya que toman el aire filtrado del ambiente y realizan la mezcla con el oxígeno para obtener la FiO_2 deseada. Son muy versátiles y permiten el uso de diferentes modos ventilatorios. Debido a que pueden mantener flujos de picos altos son ideales para proporcionar VM no invasiva.
- **Sensores de flujo:** miden la velocidad de cambio del desplazamiento, lo que permite el cálculo del volumen en función del tiempo. Los mecanismos más comunes utilizados para medir el flujo son anemometría por hilo caliente, diferencial de presión (neumotacógrafo), por ultrasonido y orificio o ventana fija o variable (**Tabla 2**).
- **Anemómetro de hilo caliente:** utilizan un alambre calentado a una temperatura constante mediante un circuito electrónico. Al incrementar el flujo, el gas enfría el hilo calentado, lo que disminuye la temperatura y varía la resistencia, esto produce un cambio de la co-



rriente que circula por el circuito; por tanto, el flujo es proporcional a esta variación de corriente. El hilo caliente ofrece baja resistencia al flujo, está libre de mantenimiento y es ideal para el uso distal o cuando se encuentra internamente en el equipo; sin embargo, cuando su ubicación es proximal al paciente presenta grandes retos debido a que son muy sensibles a la humedad.

- **Diferencial de presión o neumotacógrafo:** consiste en un elemento resistivo, por lo regular una malla fina, la cual opone resistencia al paso del flujo. La presión se mide a la entrada y a la salida de la malla mediante transductores de presión. La caída o diferencial de presión (**Figura 7**) es proporcional al flujo. Son muy robustos y de larga duración; sin embargo, requieren de limpieza periódica, ya que cualquier suciedad que cambie la resistencia de la malla ocasionará mediciones erróneas.
- **Ultrasónicos:** el aire pasa por una cavidad estrecha y crea turbulencias al paso del flujo, las cuales son captadas por sensores ultrasónicos; son muy precisos, pero ofrecen alta resistencia al flujo.
- **Sensores de orificio o ventana variable:** constituidos por una placa de orificios, la cual está ubicada en la línea con el circuito donde el gas debe circular, el flujo del gas a través el orificio genera una caída de presión de conducción (ΔP) entre ambos lados de la placa. Un sensor diferencial de presión es utilizado para captar la ΔP . Una función cuadrada basada en la ecuación de Bernoulli relaciona la velocidad del flujo con la ΔP (16).

Tabla 1. Ejemplo de la tabla de flujo vs. corriente aplicada a la PSOL (fuente: datos de los autores, solo para propósitos ilustrativos)

Flujo (slpm)	Corriente mínima (ma)	Corriente máxima (ma)
1	129	161
5	149,5	181,5
10	167,3	197,5
20	198,5	230
40	240,5	284
60	285	334
80	405	457
100	533	601

ma: miliamperios; PSOL: solenoide proporcional; slpm: estándar de litros por minuto.

Tabla 2. Tipos de sensores de flujo usados en los ventiladores mecánicos (16)

Fabricante	Modelo	Principio de operación
Drager	Babylog® VN500; Evita	Anemómetro de hilo caliente
CareFusion	AVEA© sistema de ventilación 200, 300; BEAR 1000	Anemómetro de hilo caliente
Covidien	Newport™ e360; Puritan Bennett™ PB840	Anemómetro de hilo caliente
Air Liquide	Monnal T75	Anemómetro de hilo caliente
Philips SLE	Respironics V200 SLE5000	Anemómetro de hilo caliente Anemómetro de hilo caliente
Life Medical Equipment Inc	BEAR CLUB™ 750vs ventilador infante	Anemómetro de hilo caliente
CareFusion	Bird 8400ST; Vela©	Orificio variable
Hamilton Medical	HAMILTON-C1; C2; C3; T1; S1; G5; GALILEO	Orificio variable
eVent Medical	Inspiration F7300000; F7200000; F7100000	Neumotacógrafo
Maquet Maquet	Ventilador Servo 900 C/D/E Ventilador Siemens Servo-i; Servo-n; Servo-u	Neumotacógrafo ultrasónico Anemómetro de hilo caliente

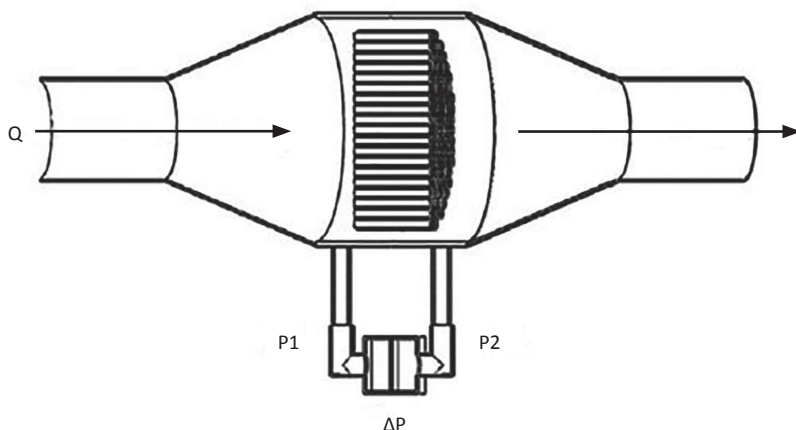


Figura 7. Diseño de un neumotacógrafo (16).



Válvula de seguridad

Se encarga de liberar la sobrepresión en caso de una falla del ventilador u oclusión. Permite que el paciente pueda respirar tomando aire del ambiente en caso de una condición de ventilador inoperante o falla total del equipo. Se puede abrir en respuesta al *software* de control o mediante un circuito de respaldo dedicado.

Válvula unidireccional

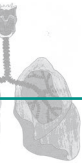
El objetivo de esta válvula ubicada en la salida inspiratoria hacia el circuito paciente es prevenir la reinhalación del gas espirado y la contaminación cruzada del módulo inspiratorio en una falla catastrófica o total del ventilador. Recordemos que en esta condición se permite la respiración tomando aire del ambiente a través de la válvula de seguridad.

Transductores de presión

Transforman la magnitud física de presión o fuerza por unidad de superficie en una señal eléctrica analógica. Normalmente se usan transductores piezorresistivos (varían su resistencia cuando son deformados), también conocidos como galgas extensiométricas. Constan de una membrana adosada, la cual varía su valor al estirarse, esto genera una señal analógica que es procesada por el sistema de control. Utilizan como referencia para sus mediciones la presión atmosférica.

Sensores de oxígeno

Monitorizan y verifican el porcentaje de oxígeno del gas entregado. Los más comunes son las celdas galvánicas, sensores que producen un voltaje proporcional a la presión parcial de oxígeno debido a un efecto electroquímico. Tienen un costo razonable frente a otras tecnologías, pero deben ser calibradas periódicamente debido a que se van desgastando al reaccionar con el ambiente y pueden generar mediciones erróneas. El tiempo de vida estimado es de alrededor de 1 año, sin embargo, esto puede variar de acuerdo con las condiciones, como temperatura de la operación y porcentaje de oxígeno del gas entregado.



Válvula espiratoria

Su función principal consiste en permitir el cambio de fase entre inspiración y espiración. Durante la inspiración debe permitir la presurización para lograr una presión positiva en los pulmones y durante la espiración debe permitir el control de la presión basal o PEEP. Puede ser neumática o electromecánica (servo controladas o activas). En el caso de la válvula neumática consta de un diafragma, que sella el puerto espiratorio durante la inspiración al aplicar presión a través de una válvula piloto sobre el diafragma, lo que fuerza a que este cierre la salida espiratoria. Durante la espiración solo se aplica una presión proporcional a la presión de base ajustada. En el caso en que no se programe la PEEP, la presión aplicada será cero, lo que permite la apertura del diafragma en su totalidad. Sin embargo, el paciente podría tener que hacer un esfuerzo adicional al exhalar para abrir la válvula, lo cual puede incrementar el trabajo respiratorio, adicionalmente los tiempos de respuesta son muy elevados en relación con los tiempos neurales del paciente, lo que afecta la sincronía.

Las válvulas espiratorias activas o electromecánicas poseen un mecanismo de apertura y cierre que responde a una variación de corriente aplicado a una bobina, dicha corriente es controlada por el microprocesador a través de un mecanismo de control servocontrolado, lo que permite mejoras en los tiempos de respuesta, característica que favorece la sincronía y permite respiraciones espontáneas en todas las fases, por lo que son más confortables y optimizan el trabajo respiratorio del paciente. Presentan baja resistencia al flujo espiratorio, permiten tener un control de presión más preciso en modos que favorecen las respiraciones espontáneas, por lo que se adaptan rápidamente a los cambios y demanda ventilatoria del paciente.

SUMINISTRO DE GASES

Para el funcionamiento del ventilador se necesitan dos fuentes de gases: una de oxígeno y una de aire. Existen algunos ventiladores que tienen una fuente generadora de aire (turbina o compresor); estos equipos no requieren fuente de aire externa. El ventilador trabaja generalmente con una presión de entrada de gases alrededor de los 50 PSI. Esta presión de trabajo se regula luego por acción de los reguladores de presión, que la disminuyen a una presión de trabajo interna. Se cuenta con dos



tipos de entrada de gases: entrada de alta presión que maneja 50 PSI y otra entrada de bajo flujo que maneja 15 LPM. Dependiendo del ventilador, este puede tener una entrada de alta presión o bajo flujo.

CIRCUITO DEL PACIENTE

El circuito es el medio que une el equipo con el paciente. Tiene dos ramas: inspiratoria y espiratoria, esto garantiza el transporte del gas que será inspirado hacia el paciente y luego exhalado hacia el ventilador. Permite también acondicionar el gas que será entregado, filtrado y humidificado a una temperatura adecuada.

CONCLUSIONES

Actualmente existe gran variedad de tecnologías y herramientas asociadas con la VM. Dentro de las UCI encontramos diferentes marcas y clases de equipos, los cuales debemos optimizar en el manejo centrados en el conocimiento fisiológico de las diferentes variables y cómo impactan en la vida y confort de los pacientes sometidos a la ventilación, para evitar complicaciones asociadas con su uso inadecuado.

Con esta caracterización de los ventiladores mecánicos pretendemos que se comprenda la arquitectura y diseño de los ventiladores, cuáles son sus partes y componentes funcionales, qué tipo de tecnología emplean para la activación, medición y monitorización de variables físicas y de qué manera impactan sobre las variables fisiológicas y de mecánica pulmonar. Este es el punto de partida para poder obtener el máximo rendimiento de los ventiladores y así operarlos de forma segura, procurando una respiración lo más natural posible y una interacción paciente-ventilador efectiva.

En el mundo actual existen diversas referencias con términos complejos a nivel de ingeniería, modelos matemáticos y físicos, diferentes nomenclaturas y puntos de vistas divergentes. Este capítulo establece en un lenguaje sencillo un fundamento técnico en relación con el funcionamiento de estas tecnologías.

REFERENCIAS

1. Chatburn RL. Classification of mechanical ventilators. En: Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. 2ª edición. 2012.
2. Chang DW. Clinical application of mechanical ventilation. 3ª edición. Canadá: CENGAGE Learning Custom Publishing. 2006.
3. Chatburn RL, Primiano FP Jr. Decision analysis for large capital purchases: how to buy a ventilator. *Respir Care*. 2001;46(10):1038-53.
4. Branson RD. Patient-ventilator interaction: the last 40 years. *Respiratory Care*. 2011;56(1):15-24.
5. Sinderby C, Navalesi P, Beck J, et al. Neural control of mechanical ventilation in respiratory failure. *Nat Med*. 1999;5(4):1433-6.
6. Suarez-Sipmann F. Nuevos modos de ventilación asistida. *Med Intensiva*. 2014;38(4):249-60.
7. Tobin MJ. Principles and practice of mechanical ventilation. Estados Unidos: MacGraw-Hill. 2006.
8. Mushin M, Rendell-Baker W, Thompson PW. Automatic ventilation of the lungs. Oxford: Blackwell. 1980.
9. Morris W. The American heritage dictionary of the English language. Boston: American Heritage Publishing Co and Houghton Mifflin. 1975.
10. Chatburn RL. Classification of mechanical ventilators. *Respir Care*. 1992;37(9):1009-25.
11. Chatburn RL. Understanding mechanical ventilators. *Expert Rev Resp Med*. 2010;4(6):810.
12. Pilbeam SP. Introduction to ventilators. En: Cairo JM, Pilbeam SP (editores). *Mosby's respiratory care*. Missouri: Mosby. 1999. p. 274-98.
13. Branson RD, Chatburn RL. Clasificación de los ventiladores Mecánicos. En: MacIntyre NR, Branson RD. *Ventilación mecánica*. México: McGraw-Hill Interamericana Editores. 2002. p. 4-25.
14. Ceraso DH, Celis E. Ventilación mecánica aspectos básicos y avanzados. Bogotá: Distribuna Editorial. 2012.
15. Chiappero G, Villarejo F. Ventilación mecánica. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana. 2005.
16. Schena E, Massaroni C, Saccomandi P, et al. Flow measurement in mechanical ventilation: a review. *Med Eng Phys*. 2015;37:261.

LECTURAS RECOMENDADAS

- Chatburn RL. Computer control of mechanical ventilation. *Respir Care*. 2004;49(5):507-15.
- Day S, McIntyre NR. Ventilator alarm systems. *Probl Respir Care*. 1980;4:118-26.