

2. Funcionamiento de Equipos de Ventilación Mecánica Domiciliaria y de Flujo Continuo

Autora: Lic. Laura Vega

Nomenclatura: VD ventilador domiciliario - VMD ventilación mecánica domiciliaria - VNI Ventilación no invasiva - VT volumen tidal - VTi Volumen tidal inspiratorio - VTe Volumen tidal espirado - AOS síndrome de apnea obstructiva del sueño - SHO Síndrome de Hipoventilación-Obesidad - ELA esclerosis lateral amiotrófica - EPOC enfermedad pulmonar obstructiva crónica - UTI unidad de terapia intensiva - FiO₂ fracción inspirada de Oxígeno - FR Frecuencia Respiratoria - IPAP presión positiva inspiratoria de la vía aérea - EPAP presión positiva espiratoria de la vía aérea - PEEP presión positiva al final de la espiración - CPAP presión positiva continua - APAP equipos de presión positiva autoajustable - Ti Tiempo inspiratorio - Te Tiempo espiratorio.

En este capítulo, el término “equipos” o “dispositivos” hace referencia a todos los generadores de presión positiva (generadores de flujo continuo con un solo nivel de presión y ventiladores domiciliarios). En cambio el término “ventilador” es solo aquel que posee modos ventilatorios además de la posibilidad de ventilar con dos niveles de presión o con modalidad volumétrica.

2.1. Introducción

Debido a la gran cantidad de pacientes con patologías respiratorias crónicas y neuromusculares atendidos en el domicilio¹, se ha desarrollado una amplia gama de dispositivos, que van desde los más simples que proporcionan solamente una presión positiva continua hasta aquellos que dan soporte ventilatorio con opciones múltiples de monitoreo y alarmas. Actualmente, estas máquinas son altamente sofisticadas y están diseñadas para satisfacer las necesidades de los pacientes no solamente en el hogar sino también en el hospital de manera invasiva o no invasiva, o para el transporte seguro de pacientes en estado crítico.

2.2. Clasificación de los generadores de flujo continuo y Ventiladores domiciliarios

Existe una confusión considerable sobre lo que realmente constituye un “ventilador” versus un “generador de flujo continuo”. En términos generales, un ventilador soporta o asiste la fase inspiratoria del paciente, independientemente de su aplicación invasiva o no invasiva. Según el grado de asistencia inspiratoria requerida, o el tipo de soporte, los ventiladores poseen diversos modos espontáneos, controlados y semi controlados (ver subtítulo 2.3.a Modos Ventilatorios). En cambio, un generador de flujo continuo domiciliario, comúnmente llamado “CPAP” (continuous positive airway pressure), por medio de una turbina, aplica presión positiva constante a lo largo de todo el ciclo respiratorio (fase inspiratoria y espiratoria) en un paciente que respira espontáneamente y no provee soporte inspiratorio.

2.2.1. Tipos de Generadores de Flujo continuo

2.2.1.a. De presión fija: Generalmente este tipo de generadores son utilizados para el tratamiento del AOS. Requiere de la programación de la presión de tratamiento que se mantendrá constante en ambas fases del ciclo respiratorio (**Figura 2.2.1a**). Según el equipo utilizado, es posible programar manualmente un tiempo de rampa (el tiempo que tardará el dispositivo en llegar a la presión de tratamiento programada). Algunos equipos permiten elegir la forma automática de rampa (“Autorampa”) donde el equipo a través de ciertos algoritmos determina cuando es necesario iniciar el tratamiento. Además, la mayoría de los equipos modernos posee la función de “alivio de presión espiratoria”, para optimizar el confort en caso de requerimiento de alta presión de tratamiento

Así pues la programación de esos dispositivos es muy simple:

1. Como obligatorio ajuste una presión fija
2. Como opcional, 2 ajustes de confort, como la rampa y la función de alivio de presión espiratoria.

2.2.1.b. Dispositivos automáticos de presión continua (APAP = automatic positive airway pressure): Este dispositivo ajusta automáticamente la presión necesaria y son también utilizados para el tratamiento de AOS. Los dispositivos automáticos poseen sensores incorporados y un microprocesador con algoritmos para analizar el patrón ventilatorio del paciente en tiempo real (por ejemplo, ciertos APAP monitorean la morfología de la onda flujo inspiratoria respiración a respiración). En términos generales, los objetivos del algoritmo de estos dispositivos son: 1) detectar eventos entre los ciclos respiratorios normales; 2) distinguir si un evento detectado es un artefacto (por ejemplo, tos, deglución, respiración bucal) o es verdaderamente un evento respiratorio anormal (por ejemplo, limitación al flujo, ronquidos o apnea); 3) evaluar las fugas de aire; y 4) decidir si el valor de la presión positiva aplicada debe mantenerse, aumentarse o reducirse, según el trastorno detectado o la magnitud de la obstrucción. De esta manera, el dispositivo automático es capaz de adaptar continuamente la presión de tratamiento aplicada a lo largo de toda la noche (**Figura 2.2.1b**). De todas maneras, es necesario evaluar cómo funciona cada dispositivo y sus algoritmos, dado que el rendimiento real de un APAP dependerá del grado de inteligencia de su algoritmo, más allá de su posibilidad de respuesta²⁻⁵. En estos dispositivos es posible programar un valor mínimo y un valor máximo de presión para limitar descenso o el incremento de la presión positiva continua⁶. Así pues, la programación de esos dispositivos es también muy simple:

1. Como obligatorio ajuste una presión mínima y máxima
2. Como opcional, 2 ajustes de confort, como la rampa y la función de alivio de presión espiratoria.

2.2.2. Tipos de Ventiladores Domiciliarios (VD)

Los VD son tecnológicamente más complejos que los dispositivos de presión fija ya que, además de aplicar dos presiones (inspiratoria y espiratoria), deben detectar correctamente la respiración del paciente para activar de forma sincronizada estas dos fases del ciclo ventilatorio (**Figura 2.2.1c**). Una característica importante para clasificar los VD, es el requerimiento de asistencia ventilatoria necesaria, de menos a más importante en horas de dependencia, ver **Figura 2.2.3**)

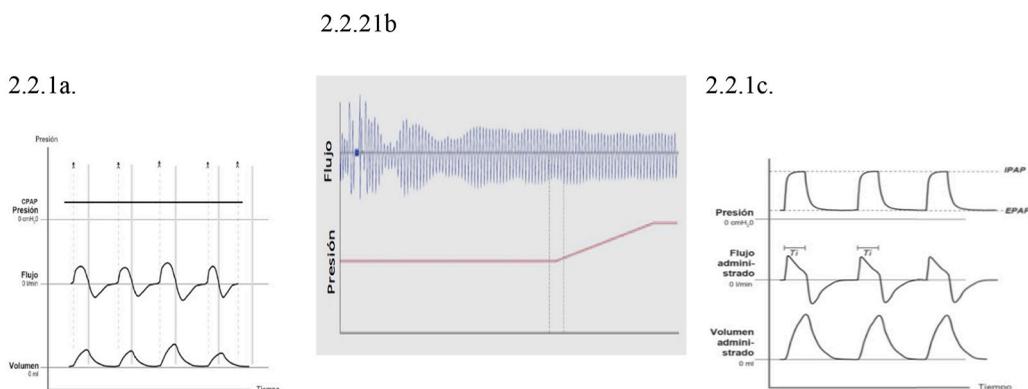


Figura 2.2.1. Gráficos esquemáticos de presión/tiempo, flujo/tiempo y volumen/tiempo según la forma de aplicación de presión positiva. a). Presión positiva continua en la vía aérea. Durante la inspiración y la espiración no hay cambios de presión (CPAP). b). Ajuste automático de la presión positiva (APAP), el incremento de la presión está dada según la respuesta del algoritmo del dispositivo a determinados eventos (por ejemplo, limitación al flujo, ronquido, apneas obstructivas). Al igual que a, durante el ciclo respiratorio del paciente, la presión permanece invariable. c). Aplicación de presión binivelada. El dispositivo aplica una presión positiva mayor durante la inspiración (IPAP) y una presión de menor magnitud durante la espiración (EPAP).

Hay que tener en cuenta, si el ventilador posee una válvula exhalatoria (transformando el sistema paciente-ventilador en un sistema cerrado) o si funciona de forma abierta con fugas intencionales (puertos exhalatorios en las tubuladuras o máscaras). El primer caso, suele asociarse con un mayor requerimiento de asistencia ventilatoria, un control más estricto de las variables del ventilador y un monitoreo más extenso y completo; el segundo diseño suele asociarse con un menor requerimiento de asistencia (usado a menudo en tratamientos no invasivos) y suele tener menos capacidad de monitorización. Estas características han llevado clasificarlos como “ventilador de soporte de vida” a aquel que posee válvula exhalatoria y además de batería interna incorporada y se utilizará más de 16 horas al día) y “equipo/ventilador no soporte de vida” (también llamados de una manera simplificada “binivelado” al que trabaja con puertos exhalatorios, ver tabla 2.2.1. Entonces los equipos domiciliarios de ventilación a presión positiva pueden clasificarse en:

2.2.2.a. Ventiladores de soporte de vida: La nueva generación de ventiladores domiciliarios para soporte de vida combinan algunas características de los ventiladores binivelados con los ventiladores convencionales de las unidades de terapia intensiva (UTI), como sofisticados sistemas de alarmas y monitorización, batería interna, modos volumétricos, barométricos y modos no convencionales, amplio ajuste de las presiones inspiratorias y espiratorias. Una incorporación en este tipo de VD que hace a la característica de “ventilador de soporte de vida”, es la posibilidad de operar con circuito de doble rama y válvula exhalatoria incorporada en el equipo. La válvula exhalatoria puede ser una válvula simple que se cierra en el fin de la fase inspiratoria (una válvula de hongo o de diafragma), o una válvula de apertura proporcional. Normalmente, la válvula exhalatoria también controla la presión de la fase espiratoria (variable de base, ver 2.3.a. Modos Ventilatorios), que puede ser la presión atmosférica (0 cm H₂O) o una presión positiva espiratoria llamada PEEP, también denominada EPAP. La válvula inspiratoria de un ventilador está destinada a controlar las fases del ciclo respiratorio, junto con la válvula espiratoria. En la mayoría de los VD, la válvula inspiratoria sólo tiene una función de cierre o apertura y la presión o el flujo dependen del sistema mecánico (por ejemplo, el pistón o la velocidad de rotación de la turbina). Es importante aclarar, que dependiendo el funcionamiento del VD, los fabricantes cambian la será la terminología utilizada para denominar a la presión positiva inspiratoria, IPAP o PS (Presión de Soporte), y a la presión positiva espiratoria EPAP o PEEP. La IPAP es la presión aplicada durante la inspiración nominada desde el 0 de presión, mientras que la PS es esa misma presión durante la inspiración pero nominada desde el valor de PEEP. El valor de IPAP será equivalente a la presión total del sistema, mientras que en los respiradores que usen la nomenclatura de PS/PEEP, el valor de la PS será la presión total del sistema menos el valor de PEEP, ver **Figura 2.2.2**. Aun, son

TABLA 2.2.1. Comparación de ventiladores según de “ventilador de soporte de vida” o “ventilador binivelado”

	Tipo de interfaz	Circuito respiratorio	Modos ventilatorios	Alarmas	Batería	Accesorios
Ventilador de Soporte de vida	Invasivo o No invasivo Requerimiento de soporte > 16 hs al día	Tubo doble o simple con válvula exhalatoria (opción de simple con puertos de exhalación pasiva)	Volumétricos barométricos convencionales y no convencionales	Amplio espectro	Sí	Enchufe para carga en auto, bolso de traslado, carro de traslado etc.
Ventilador no soporte de vida	Generalmente uso no invasivo	Tubuladura simple (ventilada) puertos de exhalación pasivos	Generalmente barométricos	Básicas	> de 8 hs de autonomía	Irrelevante
Ventilador no soporte de vida con batería	Generalmente uso no invasivo	Tubuladura simple (ventilada) puertos de exhalación pasivos	Generalmente barométricos Pero existen modos volumétricos	Básicas	Por lo general no presente Si > 2 h de autonomía	Enchufe para carga en auto, bolso de traslado, carro de traslado

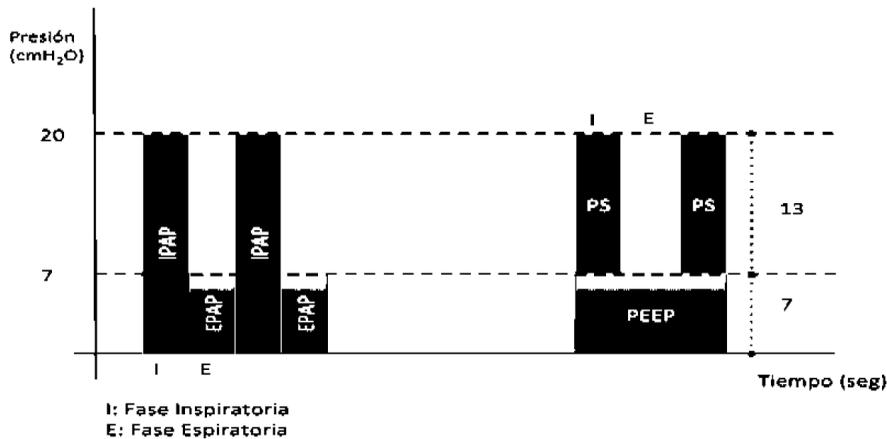


Figura 2.2.2. Esquematización de la nomenclatura de la presión positiva inspiratoria y espiratoria. El término de “IPAP” corresponde a la presión positiva inspiratoria desde el valor de 0, por el contrario el término “PS” hace referencia a la presión inspiratoria aplicada desde el nivel de PEEP. La presión total ejercida sobre el paciente será el valor de IPAP o el valor de la PS + PEEP. (i: inspiración, e: espiración) según la nomenclatura del VD.

maneras diferentes de denominar las mismas cosas. Hay que estar muy atento para no confundirse (Gonzalez-Bermejo ERJ 2005)

2.2.2.b. Equipos/ventiladores no soporte de vida: también denominados “dispositivos de asistencia respiratoria” o “binivelado” o “biPAP™” que es aún una marca, suelen tener circuitos de una sola rama, puerto de exhalación pasivo, menos alarmas y según el dispositivo, pueden tener o no una frecuencia respiratoria (FR) de respaldo (los dispositivos que no tienen posibilidad de programación de FR de respaldo son usados generalmente para el tratamiento de AOS (no adherente al tratamiento convencional) o para el Síndrome de Hipoventilación-Obesidad (SHO). Todos estos dispositivos, derivan su nombre a su capacidad de dar soporte a la ventilación del paciente con dos niveles de presiones diferentes: una presión positiva inspiratoria en las vías respiratorias (IPAP, Inspiratory positive airway pressure) y una presión positiva espiratoria más baja (EPAP, expiratory positive airway pressure). Según el funcionamiento del equipo utilizado, tendrá grado variable de eficiencia en la compensación de fugas de aire. Son de fácil manejo, altamente transportables y con un sistema de monitorización básico, y de bajo costo. Usan tubuladura de rama única, llamados circuitos “ventilados” o “venteados” dado que no poseen una verdadera válvula espiratoria. La exhalación del aire espirado se realiza a través de los puertos de fuga intencional (puertos exhalatorios) presentes en el circuito o en la máscara (Ver subtítulo 2.3.b. Circuito Respiratorio). Estos dispositivos son capaces de proporcionar una gran cantidad de modalidades de ventilación, con la inclusión de “modos no convencionales” barométricos que aseguran volumen pudiendo cambiar dinámicamente medido en base a diferentes algoritmos.

2.2.2.c. Ventiladores no soporte de vida con batería: Estos ventiladores existen en algunos países, cuando el requerimiento de asistencia ventilatoria necesaria es más de 12 horas pero menos de 16 horas.

Esta clasificación mencionada anteriormente sobre los VD se utiliza solamente en algunos países en donde se utiliza el reembolso monetario. Por este motivo y debido al avance tecnológico de los todos los VD es cada vez menos útil, dado que la gestión del VD debe estar determinada por las necesidades clínicas del paciente y la capacidad de satisfacción de las mismas por parte del dispositivo. Primero hay que evaluar las características clínicas y requerimientos de cada paciente para ver qué características debe tener el dispositivo a indicar para su tratamiento en domicilio, así como también es necesario recurrir a los manuales de los dispositivos para ver las indicaciones y contraindicaciones para su uso⁸.

Hoy en día, algunos enfermos pueden requerir VD más de 16h/24, con puertos exhalatorios, así pues lo más lógico es clasificar los equipos domiciliarios según los requerimientos en horas de utilización.

En términos generales, se puede resumir las formas de aplicación de presión positiva en la **Figura 2.2.3** y podemos ver las características generales e indicaciones para el uso de presión positiva en la **Figura 2.2.4**.



Fig. 2.2.3. Generadores de Presión Positiva: Generadores de Flujo continuo y VD



Figura 2.2.4. Características generales e indicaciones para el uso de generadores de presión positiva.

2.2.2.d Elección de Ventilador: La elección del VD debe depender tanto de la condición del paciente como de las características del dispositivo, incluyendo: 1) la situación clínica y el diagnóstico subyacente (en particular, el grado de dependencia y movilidad del paciente); 2) la comodidad del paciente; 3) la versatilidad en función a la disponibilidad de diferentes modos ventilatorios; 4) el rendimiento del dispositivo; 5) los mecanismos de compensación de fugas; 6) la calidad y la precisión en el monitoreo (sincronía y detección de fugas no intencionales); y 7) la experiencia del equipo de profesionales tratante. A su vez, los dispositivos deben ser sencillos y fáciles de manejar. De esta forma, debe tenerse en cuenta la ergonomía de los VD, ya que los beneficios derivados de un buen rendimiento a veces pueden ser superados por una interfaz de usuario confusa (ver 2.3.g Software de equipos, Interfaz de usuario). Los mecanismos de detección de fugas y las capacidades de compensación de las mismas, son cuestiones

críticas que dictan la elección del ventilador, ya que determinan el rendimiento del dispositivo, sobre todo cuando se aplica VNI o en pacientes con traqueotomía que utilizan “ventilación a fuga” (cánula de traqueostomía sin balón de neumo taponamiento o con balón desinflado). Además, otro aspecto importante es cómo el dispositivo estima o mide el VT (Volumen Tidal), ya que es esencial para proporcionar el apoyo ventilatorio deseado, (2.3.f. Sistema de Alarmas y Monitoreo). Afortunadamente, casi todos los VD más nuevos funcionan tan bien como los ventiladores de la UTI y son capaces de satisfacer a altas demandas ventilatorias². Las condiciones que debe cumplir un ventilador “ideal” se enumeran en la Tabla 2.2.2

TABLA 2.2.2. Características generales de un VD "ideal"

Características ideales para un VD
Facilidad de uso y ergonómico
Portátil y silencioso. Bajo Peso
Fácil programación de parámetros
Disponibilidad de modos asistidos/controlados y espontáneos
Variable de control preso métrica y volumétrica
Aceptación de diferentes tipos de circuitos y opción de “Reconocimiento de circuito”
Disparo inspiratorio sensible basado en el flujo y ciclado espiratorio ajustable
Algoritmo de compensación de fugas de leves a moderadas y posibilidad de programación de Tiempo inspiratorio máximo
Tiempo de presurización o Rise Time ajustable
Alarmas con posibilidad de desactivación selectiva
Doble voltaje
Fiable y robusto
Bajo costo de mantenimiento
Almacenamiento de datos de monitorización precisos. Opción de monitoreo remoto
Batería interna y posibilidad de adaptación de batería externa

2.3. Aspectos tecnológicos de los generadores de presión positiva

2.3.1. Modos ventilatorios:

Los modos ventilatorios presentes en los VD responden a las mismas variables de los modos ventilatorios de los ventiladores convencionales: 1) variable de control (flujo - volumen o presión), 2) Variable de disparo; 3) Variable de límite; 4) Variable de ciclado; y 4) variable de base

En el caso de los VD que permiten configurar diferentes tipos de circuitos, los modos disponibles variarán dependiendo del tipo de circuito elegido. Los VD poseen modos no convencionales, con algoritmos diversos y nombres determinados por los fabricantes, y es necesario consultar los manuales para entender su correcto funcionamiento⁹. A continuación, se describirán brevemente los modos convencionales más frecuentemente encontrados en los VD:

2.3.1.1 Modalidad volumétrica: En este modo, el ventilador ofrece un volumen fijo durante un determinado tiempo prefijado, generando la presión que sea necesaria para alcanzar dicho volumen, sin tener en cuenta la contribución del paciente en la ventilación. Así, la presión en las vías aéreas no es constante y es el resultado de la interacción entre los parámetros del ventilador, compliance (C), resistencia del sistema respiratorio (R) y el esfuerzo inspiratorio espontáneo. Este modo puede ser denominado volumétrico o flujométrico. La ventaja de este modo es que ofrece al paciente de manera estricta el volumen predeterminado, en ausencia de fugas, sin importar la C ni la R. En contraposición, si el paciente cambia sus requerimientos, este modo no cambia su ofrecimiento de volumen, es decir si el paciente realiza mayor esfuerzo inspiratorio, este modo no ofrecerá mayor volumen, de allí el disconfort

del paciente, otra desventaja importante es, su incapacidad para compensar las fugas. El uso de este modo está decreciendo en comparación con el modo controlado por presión, dada la comodidad para el paciente y la compensación de fugas que este modo ofrece. Para este modo es necesario ajustar como mínimo el VT y el tiempo inspiratorio (Ti).

2.3.1.2. Modalidad presurométrica: En este modo, el ventilador ofrece un flujo de aire al generar una presión positiva predefinida en un determinado tiempo. El flujo es variable, depende de la interacción entre la presión establecida, el esfuerzo espiratorio del paciente, las características del sistema respiratorio y el tiempo inspiratorio. Las variaciones de flujos son determinadas por el análisis constante de la velocidad de flujo y de la presión en la vía aérea, así los esfuerzos del paciente serán compensados ciclo a ciclo ofreciendo mayor confort al paciente respecto al modo controlado por volumen otra ventaja es su capacidad para compensar las fugas^{12, 13}. Sin embargo, una desventaja teórica es que el volumen no está garantizado.

– Comparación entre modo a presión y a volumen:

2.3.1.3 Modos híbridos: Esta modalidad combina en teoría características de ventilación por presión y por volumen, de manera que el ventilador realiza una estimación de la presión necesaria para garantizar un volumen fijado. Algunos ventiladores ajustan el volumen dentro de cada ciclo respiratorio¹⁴⁻¹⁶. Así, ciclo se inicia como con una presión limitada y si no se alcanza el volumen corriente establecido, se pasa a modalidad de flujo prolongando el tiempo inspiratorio, pero muchos ventiladores ajustan la presión durante varios ciclos para obtener el volumen prefijado difícil a controlar¹⁷⁻¹⁹. Este modo ha sido estudiado en pacientes con síndrome hipoventilación obesidad, hay estudios a favor de uso²⁰ y otros donde no se demuestra diferencias²¹. Sin embargo, aún no está claro que este modo ventilatorio mejora la eficacia de la ventilación²², y la conclusión actual es que es un “*gadget*” difícil a controlar.

2.3.1.4 Definición de modos de control del ciclo: Este término se refiere a quien comanda la respiración, y se ajusta dependiendo de la situación del paciente, así si el paciente está despierto, alerta y colaborador y puede iniciar la inspiración y espiración, se le puede proponer “libertad total” (Modo espontáneo) o “libertad condicional” (Modo espontáneo y controlado), si por el contrario se trata de un paciente sedado o sin control autónomo, será el ventilador que controla los ciclos respiratorios (Modo Controlado). A continuación se detallan las diferentes modalidades de ciclado.

a. Modo Espontáneo (S) y asistido (A)

En el modo espontáneo (S), el paciente controla el inicio y el fin de la inspiración, “disparando” el ventilador, para iniciar la inspiración, el ventilador ofrece la presión inspiratoria predeterminada²³, manteniéndose durante el tiempo en el que el paciente produzca un flujo inspiratorio mínimo preestablecido, y finaliza cuando exista una caída de determinada de flujo (ciclado). Este modo no puede existir en volumen, porque en este caso, como se ha mencionado antes, es necesario tener un tiempo inspiratorio predeterminado. En el modo asistido el ventilador decide el tiempo inspiratorio (Ti) de la presión inspiratoria predeterminada que va a “disparar” el paciente. Lamentablemente también existen diferentes denominaciones según el fabricante: PS (Presión de soporte), AI (Ayuda inspiratoria), PSV (Pressure support Ventilation), S (Espontáneo) y PA (Presión asistida)

b. Modo totalmente Controlado (C) or *Timed (T)*”

Es también conocido como modo basado en Tiempo²⁴⁻²⁶ (modo T), el ventilador controla e impone el inicio y el fin de la inspiración y por lo tanto le Fr y el Ti, como consecuencia, inhibe o reemplaza el centro respiratorio del paciente, quien sigue los parámetros impuestos por el ventilador. Con este modo, es el ventilador que realiza el trabajo respiratorio

Según los fabricantes se denomina en presión: PC (presión control), P (Presión), T (*Timed*); en volumen: VC (Volumen control), C (control).

c. Modo semi-controlado

Funciona como un modo asistido pero se controla el tiempo inspiratorio y una frecuencia de rescate. Con este fin existen 4 maneras de hacerlo:

1) Se puede fijar un Ti, de manera que es el enfermo el que dispara el ciclo, pero el Ti será impuesto por el ventilador. Este modo se llama clásicamente asistido/controlado

- 2) Se puede dejar libre el enfermo cuando dispara (como en modo espontaneo) y ajustar un T_i fijo cuando el ventilador está en Frecuencia de rescate
- 3) Se puede dejar libre el enfermo pero en una ventana de tiempo inspiratorio entre un T_i mínimo (T_i min) y un T_i máximo (T_i max) de manera que el paciente tiene una libertad como en modo asistido pero está delimitada en un rango (T_i min- T_i max). Algunos fabricantes denominan este modo S/T (spontaneous/timed), pero para otros fabricantes el modo S/T puede ser un modo combinado (ver más abajo).
- 4) Se puede controlar el T_i de 2 maneras combinadas: Cuando el enfermo dispara se puede dejar una ventana de tiempo inspiratorio entre un T_i mínimo (T_i min) y un T_i máximo (T_i max) y cuando el ventilador pasa a frecuencia de rescate, el T_i es fijo. Ver Figura 2.3.1.

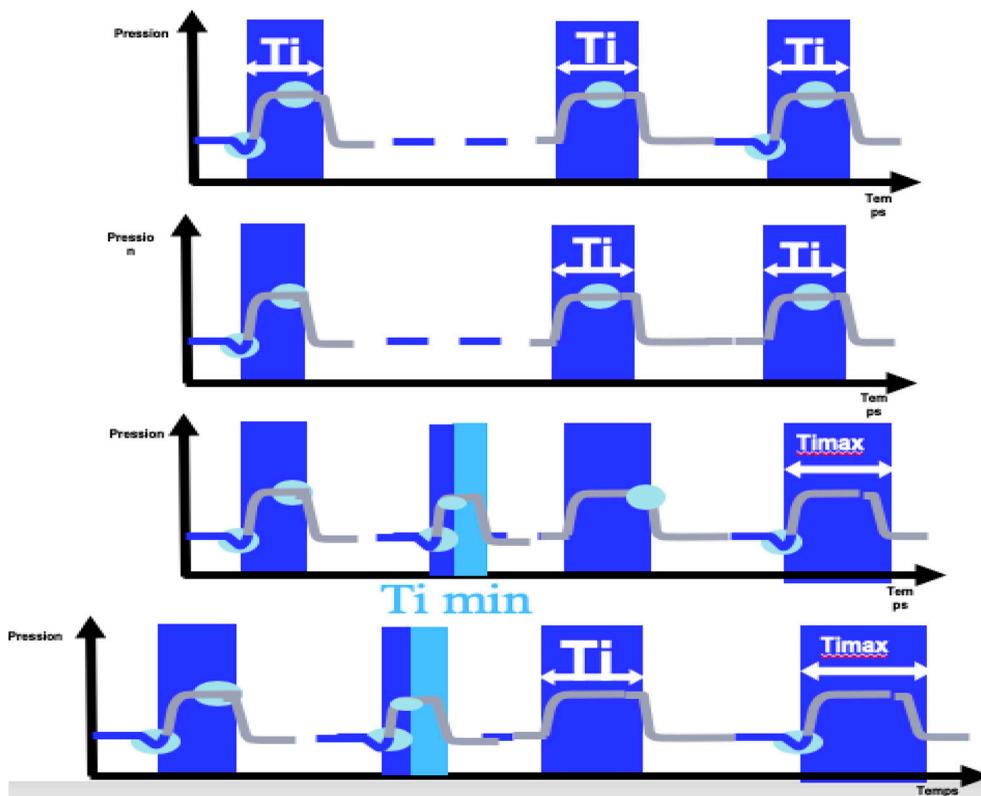


Figura 2.3.1. Los modos ventilatorios según la curva de presión vs tiempo

Al igual que en el modo anterior, existen diferentes denominaciones según los fabricantes. En presión: PAC, P (A) CV, *Assisted controlled pressure ventilation*, PCV (A) *pressure Control*. En volumen se llamarán según los fabricantes: Ventilation (assited), VAC, V(A) CV, *Assisted controlled Volumen ventilation*, VCA, VCV (A) *Volumen Control ventilation* (assisted), recomendamos de no aprender las denominaciones pero fijarse en los parametrages para entender lo que hace el ventilador

Para más información acerca de los modos convencionales, así como también de los modos no convencionales propios de cada marca comercial se recomienda la lectura de los correspondientes manuales.

2.3.2. Circuito respiratorio

Tanto los generadores de flujo continuo como los VD, generan presión positiva en las vías respiratorias del paciente a través de un sistema de tubuladuras llamado circuito respiratorio. La parte distal del circuito respiratorio se conecta al paciente a través de una interfaz invasiva (cánula de traqueotomía)

o no invasiva (máscara/pieza bucal). Existen tres tipos principales de circuitos posibles para los equipos domiciliarios:

- Circuito único/simple ventilado: Este circuito es utilizado por todos los generadores de flujo continuo y por algunos VD (generalmente equipos binivelados). Requiere de puertos de fuga intencional para permitir la salida del aire exhalado por el paciente. Estos puertos de fuga son conocidos como puertos exhalatorios pasivos y pueden encontrarse en el mismo circuito o en la máscara, ver **Figura 2.3.2.1**. Los circuitos de una sola tubuladura se conectan directamente a la interfaz del paciente (invasiva o no invasiva). Cuando se utiliza este circuito simple conectado a una cánula de traqueostomía es recomendable colocar una válvula de fuga en vez de un puerto exhalatorio, dado que la válvula de fuga además de permitir la salida del aire a través de los puertos tiene incorporada una válvula anti-asfíxia.
- Circuito único/simple no ventilado: Es utilizado por los VD. Posee en la tubuladura una válvula exhalatoria por donde se elimina el aire exhalado. Durante la inspiración, la válvula se cierra, mientras que durante la espiración, a medida que la válvula se desinfla, se permite exhalar aire a través de ella. Por este motivo, esta válvula además de permitir la salida del aire, a menudo funciona como una válvula generadora de presión positiva al final de la espiración (PEEP/EPAP). Ver figura **2.3.2.1**.
- Circuito doble: Este circuito también es exclusivo de algunos VD (ventiladores de soporte de vida). El circuito de doble tubuladura se compone de una rama inspiratoria y de una rama espiratoria cuyos extremos proximales están conectados a los puertos de salida inspiratoria y espiratoria del ventilador (donde se encuentran las válvulas inspiratoria y exhalatoria del VD), mientras que las extremidades distales están conectadas a una “pieza en Y”²⁷ que permite la conexión con la interfaz del paciente (cánula de traqueostomía o pieza bucal/máscara no invasiva) (**Figura 2.3.2.1**).

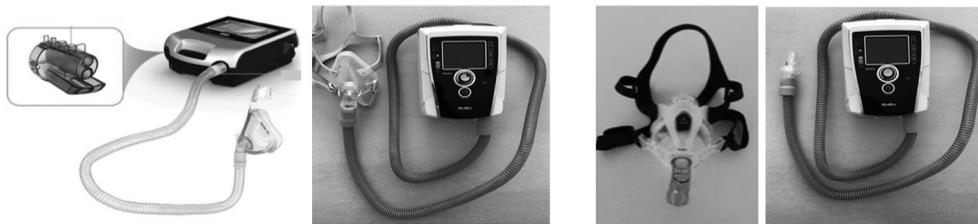


Figura 2.3.2.1. Circuito Simple con puerto exhalatorio. a. VD con circuito simple con puerto de fuga en máscara (mascarilla ventilada, codo transparente). b. Circuito simple con puerto de fuga en la tubuladura y máscara no ventilada (codo azul sin puertos de fuga). En el caso de uso con traqueostomía debe utilizarse válvula de fuga en la tubuladura, que es un puerto de fuga con una válvula anti-asfíxia^{28, 29} incorporada.

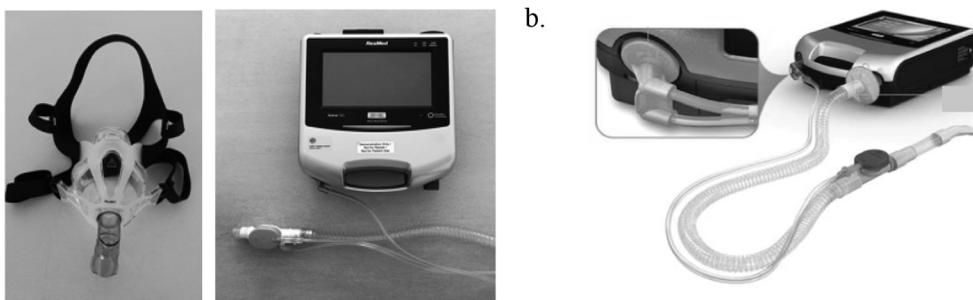


Figura 2.3.2.2: a. Circuito simple no ventilado (con válvula exhalatoria) a. con máscara sin puertos de fuga (máscara no ventilada, codo azul). b. con pieza bucal.

Algunos VD proporcionan la compensación automática del volumen compresible y el cálculo de la impedancia del circuito, después de una maniobra de calibración. Esta función es un recurso ideal para mejorar la funcionalidad del VD sobre todo en términos de disparo inspiratorio³⁰.



Figura 2.3.2.3. Ventilador con circuito doble y máscara no ventilada (codo Azul).

También muchos VD dan la opción de elegir entre configuraciones de circuitos para adultos y pediátricos con diferentes calibres. Además, en algunos casos, un mismo VD puede ser configurado para admitir alguno de los 3 tipos de circuitos, solo dos, o simplemente dar la posibilidad de uso con un tipo de circuito.

2.3.2.a. Tipo de Circuito e interfaz y la reinhalación de CO_2

Existe un potencial riesgo de reinhalación del Dióxido de carbono (CO_2) del aire espirado según el circuito utilizado. Con los circuitos dobles o simples no ventilados (con válvula exhalatoria activa) el riesgo de reinhalación CO_2 espirado es mínimo y estaría en relación solamente con el volumen de espacio muerto de la interfaz, pero aun así el impacto clínico es mínimo. Por el contrario, con los circuitos simples con puertos de fuga intencional, la reinhalación de CO_2 dependerá de la cantidad de aire exhalado que quede dentro del circuito al momento de la siguiente inspiración. Estudios han demostrado que la posición del puerto exhalatorio influye en la reinhalación de CO_2 , obteniendo un lavado de CO_2 más eficiente cuando la fuga se coloca en la máscara. Otro factor que interviene en el grado de reinhalación de manera inversamente proporcional es el valor de EPAP (a valores mayores de EPAP, menor es la reinhalación de CO_2). Por este motivo, los nuevos dispositivos que utilizan rama simple con puertos de fuga, el valor mínimo posible de programación de EPAP es de 4 cm de H_2O (para asegurar un lavado efectivo de CO_2)³¹. Ver **Figura 2.3.2.4**

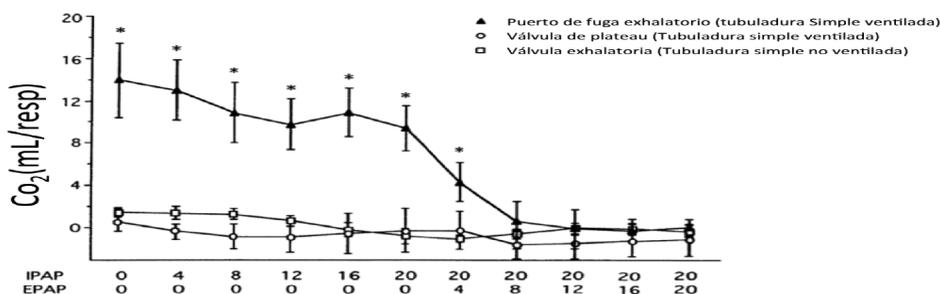


Figura 2.3.2.4. (Imagen adaptada de Scala R, Naldi M. Ventilators for noninvasive ventilation to treat acute Respiratory failure. *Respir Care*. 2008 Aug; 53(8):1054-80). Con tubuladura simple no ventilada (presencia de válvula exhalatoria) o con la colocación de una válvula de plateau al circuito simple (en reemplazo de los puertos de fuga exhalatorios) los valores de reinhalación son mínimos. En cambio con una tubuladura simple con puertos exhalatorios pasivos (circuito ventilado la disminución significativa de la reinhalación de CO_2 se ve a partir de la colocación de 4 cm H_2O de EPAP.

2.3.3. Sistema de Compensación de fugas

La presencia de fugas no intencionales es una característica casi constante durante la VNI debido al tipo de interfaz utilizada. Sin embargo, en ciertas situaciones durante la ventilación invasiva en el domicilio a través de una cánula de traqueostomía, también existe la posibilidad de fugas no intencionales (por ejemplo, ventilación a fuga con balón desinflado, cánula con balón inflado pero pequeña en relación al tamaño del ostoma). Las fugas involuntarias excesivas están fuertemente correlacionadas con el fracaso de la VMD, debido a disconfort del paciente, asincronía paciente-ventilador o hipoventilación alveolar^{32,33}. También, se asocia a mayores tasas de fracaso en el tratamiento de patologías respiratorias del sueño. Por consiguiente, es importante disponer de un dispositivo capaz de compensar adecuadamente las fugas de aire durante el tratamiento. La estimación del cálculo de las fugas intencionales y no intencionales por parte del ventilador, si es fiable, es una contribución útil a la monitorización de la VMD.

2.3.4. Fuente Generadora del Gas

La fuente generadora del gas puede ser: 1) un pistón o micropistones; o 2) una turbina. Las turbinas rápidas (“turbinas dinámicas”) que cambian de velocidad para alcanzar la presión preestablecida, y las turbinas que giran a velocidad constante (“turbinas constantes”) guiadas por una válvula proporcional, hacen que esta última generación de VD sea tan eficiente como los ventiladores de las unidades de cuidados intensivos (UCI) accionados por gas a alta presión³⁴.

2.3.5. Fuente de O₂ y Aire

Los ventiladores domiciliarios están provistos de un compresor o de una turbina alimentada eléctricamente para presurizar el aire ambiente y si es necesario un adicional de O₂, solo tienen una entrada de oxígeno a baja presión (a través de un flujímetro de O₂). Además, estos equipos, en su mayoría no tienen mezclador y entonces la FiO₂ en estos casos, no es constante y está en relación con ciertas variables: 1) sitio de conexión del O₂; 2) tipo y lugar del puerto exhalatorio y tipo de circuito (figura 2.2.1); 3) programación del ventilador (**Tabla 2.3.5**); 4) flujo de O₂; 5) patrón respiratorio del paciente (VT); y 4) magnitud de la fuga^{35,36}. En relación al puerto exhalatorio y la conexión del oxígeno, la misma tiene que ser lo más distal posible al puerto exhalatorio. Los niveles de IPAP o la magnitud del esfuerzo inspiratorio del paciente afectan principalmente al VT. La variación del VT altera la FiO₂, dado que a valores constantes de flujo de O₂, el aumento del VT (ya sea por aumento del esfuerzo del paciente o por aumento de la IPAP) será a expensas de mayor cantidad de aire ambiente diluyendo la cantidad de O₂ presente, disminuyendo la FiO₂. Debido a la gran cantidad de variables que afectan la FiO₂ (Tabla 2.3.6), algunos dispositivos dan la posibilidad de monitorearla a través de un sensor, así como también dan la opción de monitoreo de la oximetría de pulso del paciente.

2.3.6. Baterías

Todos los VD requieren energía eléctrica, ya sea como energía externa de corriente alterna o a través de una batería interna de corriente continua³⁷.

- **Batería interna:** Todos los ventiladores de soporte de vida tienen una batería interna de larga duración (3-9 h), normalmente con un tiempo de carga corto. Sin embargo, la duración de la batería dependerá de la configuración de los parámetros, la impedancia del sistema respiratorio, las características del ventilador y su rendimiento difiere enormemente entre los diferentes VD. Esta batería solo tiene que ser una batería de seguridad y el enfermo no tiene que desplazarse solo con esta batería al exterior de su domicilio
- **Batería Externa:** Como alternativa, o además de las baterías internas, también es posible utilizar baterías externas que garantizan una autonomía prolongada del VD. Algunas baterías externas están incorporadas en el equipo, pero siendo amovibles, son consideradas como externas

2.3.7. Sistema de Alarmas y Monitoreo

La función del sistema de alarmas es alertar al profesional, cuidador o familiar, de un evento que requiera una intervención. Al ajustar las alarmas del ventilador se debe asegurar que sólo funcionen cuando

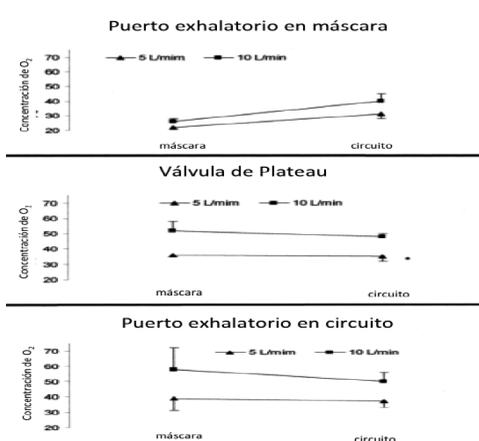


Figura 2.3.5. (Imagen adaptada de Scala R, Naldi M. Ventilators for noninvasive ventilation to treat acute Respiratory failure. *Respir Care*. 2008 Aug; 53(8):1054-80). Efecto de la ubicación y el tipo de puerto de fuga (puerto exhalatorio en la mascarilla, válvula Plateau o puerto exhalatorio en el circuito), el lugar de la inyección de O_2 (conexión en la mascarilla o en el circuito) y el flujo de oxígeno (5 ó 10 L/min) en la concentración de oxígeno medida en un modelo pulmonar. La concentración de oxígeno es menor con el puerto de fuga en la mascarilla que con los otros dos puertos de exhalación. Por el contrario, un puerto exhalatorio en la máscara con conexión de O_2 en el circuito dará mayor FiO_2 , al igual que el puerto exhalatorio en la tubuladura con conexión de O_2 en la máscara.

TABLA 2.3.5. Adaptado de F. Thys, G. Liistro. Determinants of FiO_2 with oxygen supplementation during noninvasive two-level positive pressure ventilation, *Eur Respir J* 2002; 19: 653-657. Influencia de la IPAP en la fracción de oxígeno. Los valores son presentados en % de O_2

O_2 flow L-min ⁻¹	IPAP				
	2	8	12	16	20
0	19	20	21	21	21
2	26	24	24	24	22
4	31	28	29	26	23
6	38	32	33	30	26
8	45	36	36	32	30
10	53	40	38	35	35
12	63	44	41	38	37
14	65	47	44	42	39
16	67	52	48	43	45

TABLA 2.3.6. Factores que afectan la entrega de O_2

Factores que afectan la entrega de Oxígeno
Sitio de conexión del O_2
Lugar del puerto exhalatorio/ tipo de circuito
Programación del ventilador (nivel de IPAP)
Flujo de O_2 entregado por el flujímetro
Patrón ventilatorio (VTi y FR)
% de fuga

surja una necesidad genuina, en ocasiones pueden generar interpretaciones erróneas de los eventos. Estos eventos pueden ser técnicos (es decir, relacionados con el rendimiento del ventilador) o clínicos, debido a un cambio en el estado del paciente. Las nuevas generaciones de equipos binivelados y de soporte de vida están provistos de alarmas más sofisticadas (baja y alta presión, VT, FR, FiO₂, fugas) y gráficos de monitoreo (curvas de flujo, VT y presión en tiempo) que pueden ser útiles en términos de seguridad y para mejorar la interacción paciente-ventilador³⁸. Todos los VD deben tener alarmas, como se muestra en la Tabla 2.3.7

TABLA 2.3.7. Requerimientos mínimos de Alarmas de los VD

Requerimientos mínimos de Alarmas de los VD en pte ventilados > 8 hs
Fallo eléctrico
Desconexión del paciente del ventilador
Altas fugas no intencionadas
Apnea
Frecuencia Respiratoria alta, baja y mínima
Límite de alta y baja presión (especialmente en el modo controlado por volumen)
Cambios en el VT (en el modo controlados por presión)
Cambios en la ventilación minuto (en los modos controlado por volumen o por presión)
Cambios en FiO ₂ cuando se usa sensor

Existen valores predeterminados para los límites de alarma, más allá de los cuales se activará una alarma audible y/o un indicador visual. Estos valores deben establecerse de manera personalizada de acuerdo con la situación clínica del paciente, el modo ventilatorio, el tipo de interfaz y, si es posible, modificarse cuando estas condiciones cambien. Si el equipo es destinado a realizar VNI es aconsejable que disponga de alarmas de fugas no intencionales significativas.

Hay que tener cuidado con demasiadas alarmas. No estamos en cuidados intensivo, y demasiadas alarmas harán que no se utilizara el ventilador, o podrá introducir discomfort. Para el domicilio se aconseja, para un enfermo dependiente solo la alarma desconexión, y en caso de ventilación invasiva, alarma alta presión.

2.3.8. Telemonitoreo

En el ámbito de la medicina respiratoria, este método es una herramienta alternativa para el seguimiento cercano de los pacientes con asma, EPOC, SAOS y trasplante pulmonar, asegurando la transmisión oportuna de datos clínicos y fisiológicos y permitiendo la intervención médica de manera preventiva antes de que se produzcan cambios en las condiciones de los pacientes. En cuanto a pacientes con ELA, el seguimiento remoto mostró disminuir el costo de la internación en domicilio y estar en contacto frecuente con el medico de seguimiento para evacuar dudas de la ventilación no invasiva según el grupo de Pinto, De Almeida et al. Aunque a la fecha no existen estudios que muestren diferencias significativas en la supervivencia, ésta tiene una tendencia positiva para los pacientes seguidos a través de telemonitoreo. Por lo tanto, las soluciones de telemonitoreo deben adaptarse cuidadosamente a la situación. Por el momento, se requiere una evaluación más detallada de las opciones de telemonitoreo y los grupos seleccionados de pacientes donde podría mejorar la supervivencia, antes de que puedan formularse recomendaciones generalizadas sobre la telemonitoreo.

2.4. Conclusiones

En la actualidad existe una amplia gama de dispositivos, con opciones múltiples de monitoreo y alarmas. La elección del dispositivo de presión positiva debe adaptarse al tipo de requerimiento según la gravedad del paciente y a la fisiopatología de la enfermedad respiratoria. Además en esta elección, debe tener en cuenta los costos y la experiencia del personal. El profesional tratante debe ser consciente de la diversidad de equipos de presión positiva y los accesorios correspondientes (tipo de interfaz, sistemas de exhalación, ajustes de presión) para asegurarse de estar brindando un correcto tratamiento al paciente.

Bibliografía

1. Scala R, Naldi M. Ventilators for noninvasive ventilation to treat acute Respiratory failure. *Respir Care*. 2008;53: 1054-80.
2. Bunburaphong T, Imanaka H, Nishimura M, Hess D, Kacmarek RM. Performance characteristics of bilevel pressure ventilators: a lung model study. *Chest* 1997; 111: 1050-60.
3. Kacmarek RM, Hess D. Equipment required for home mechanical ventilation. In: Tobin MJ, ed. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York, McGraw-Hill, Inc., 1994; pp. 111-154.
4. Vitacca M, Bianchi L, Guerra A, et al S. Tele-assistance in chronic respiratory failure patients: a randomised clinical trial. *Eur Respir J* 2009; 33: 411-8.
5. Chervin RD, Theut S, Bassetti C, et al. Compliance with nasal CPAP can be improved by simple intervention. *Sleep* 1997; 20(4): 284-9.
6. Pinto A, De Almeida JP, Pinto S, Pereira J, Gouveia Olivera A, de Carvalho M. Home telemonitoring of non-invasive ventilation decreases healthcare utilisation in a prospective controlled trial of patients with amyotrophic lateral sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 2010; 81: 1238e1242.
7. Lloyd-Owen SJ, Donaldson GC, Ambrosino N, Escarabill J, Farre R, Fauroux B et al. Patterns of home mechanical use in Europe: results from the Eurovent survey. *Eur Respir J* 2005; 25: 1025-31.
8. Farre R, Montserrat JM. Principles of CPAP and auto-adjusting CPAP devices. *Breathe* 2008; 5: 43-50.
9. Rigau J, Montserrat JM, Wöhrle H, et al. Bench model to simulate upper airway obstruction for analyzing automatic continuous positive airway pressure devices. *Chest* 2006; 130: 350-61.
10. Isetta V, Navajas D, Montserrat JM, et al. Comparative assessment of several automatic CPAP devices' responses: a bench test study. *ERJ Open Res* 2015; 1: 00031-2015.
11. Abdenbi F, Chambille B, Escourrou P. Bench testing of auto-adjusting positive airway pressure devices. *Eur Respir J* 2004; 24: 649-58.
12. Zhu K, Roisman G, Aouf S, et al. All APAPs are not equivalent for the treatment of sleep disordered breathing: a bench evaluation of eleven commercially available devices. *J Clin Sleep Med* 2015; 11: 725-34.
13. Farré R, Montserrat JM, Rigau J, et al. Response of automatic continuous positive airway pressure devices to different sleep breathing patterns: a bench study. *Am J Respir Crit Care Med* 2002; 166: 469-73.
14. Scala R, Naldi M. Ventilators for noninvasive ventilation to treat acute Respiratory failure. *Respir Care*. 2008; 53(8): 1054-80.
15. Bunburaphong T, Imanaka H, Nishimura M, Hess D, Kacmarek RM. Performance characteristics of bilevel pressure ventilators: a lung model study. *Chest* 1997; 111: 1050-060.
16. Chatburn RL, Mireles-Cabodevila E. Closed-loop control of mechanical ventilation: description and classification of targeting schemes. *Respir Care* 2011; 56: 85-98.
17. Rabec C, Langevin B, Rodenstein D, et al. Ventilatory modes. What's in a name? *Respir Care* 2012; 57: 2138-9.
18. Mireles-Cabodevila E, Hatipoglu U, Chatburn RL. A rational framework for selecting modes of ventilation. *Respir Care* 2013; 58: 348-66.
19. Fauroux B, Leroux K, Pe'pin JL, et al. Are home ventilators able to guarantee a minimal tidal volume? *Intensive Care Med* 2010; 36: 1008-14.
20. Lofaso F, Brochard L, Touchard D, et al. Evaluation of carbon dioxide rebreathing during pressure support ventilation with airway management system (BiPAP) devices. *Chest* 1995; 108: 772-8.
21. Ferguson GT, Gilmartin M. CO₂ rebreathing during BiPAP ventilatory assistance. *Am J Respir Crit Care Med* 1995; 151: 1126-35.
22. Schettino P, Tucci R, Sousa R, Barbas V, Amato P, Carvalho R. Mask mechanics and leak dynamics during noninvasive pressure support ventilation: a bench study. *Intensive Care Med* 2001; 27: 1887-91.
23. Borel JC, Sabil A, Janssens JP, et al. Intentional leaks in industrial masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation: a bench test study. *Chest* 2009; 135: 669-77.
24. Carreaux G, Lyazidi A, Cordoba-Izquierdo A, et al. Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: a bench and clinical study. *Chest* 2012; 142: 367-76.
25. Borel JC, Sabil A, Janssens JP, et al. Intentional leaks in industrial masks have a significant impact on efficacy of bilevel noninvasive ventilation: a bench test study. *Chest* 2009; 135: 669-77.
26. Teschler H, Stampa J, Ragette R, Konietzko N, Berthon-Jones M. Effect of mouth leak on effectiveness of nasal bilevel ventilatory assistance and sleep architecture. *Eur Respir J* 1999; 14: 1251-7.

27. Mehta S, McCool FD, Hill NS. Leak compensation in positive pressure ventilators: a lung model study. *Eur Respir J* 2001; 17: 259-67.
28. Kacmarek RM, Malhotra A. Equipment required for home care ventilation. In: Tobin MJ, ed. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. 2nd Edn. New York, McGraw-Hill, 2006; pp. 97-127.
29. Battisti A, Tassaux D, Janssen JP, et al. Performance characteristics of 10 home mechanical ventilators in pressure-support mode: a comparative bench study. *Chest* 2005; 127: 1784-92.
30. Thille AW, Lyazidi A, Richard JC, et al. A bench study of intensive-care-unit ventilators: new versus old and turbine-based versus compressed gas-based ventilators. *Intensive Care Med* 2009; 35: 1368-76.
31. Kacmarek RM, Chipman D. Basic principles of ventilator machinery. In: Tobin MJ, ed. *Principles and Practice of Mechanical Ventilation*. 2nd Edn. New York, McGraw-Hill, 2006; pp. 53-95.
32. Thys, G. Liistro. Determinants of F_{i,O_2} with oxygen supplementation during noninvasive two-level positive pressure ventilation, *Eur Respir J* 2002; 19: 653-57.
33. Schwartz AR, Kacmarek RM, Hess DR, et al. Factors Affecting Oxygen Delivery With Bi-Level Positive Airway Pressure. *Respir Care* 2004; 49: 270-5.
34. Blakeman TC, Branson RD. Evaluation of 4 new generation portable ventilators. *Respir Care* 2013; 58: 264-72.
35. Kacmarek RM, Hess D. Equipment required for home mechanical ventilation. In: Tobin MJ, ed. *Principles and practice of mechanical ventilation*. New York, McGraw-Hill, Inc., 1994; pp. 111-54.
36. Luján M, Sogo A, Pomares X, et al. Effect of leak and breathing pattern on the accuracy of tidal volume estimation by commercial home ventilators: a bench study. *Respir Care* 2013; 58: 770-7.
37. Farré R, Giro E, Casolive V, et al. Quality control of mechanical ventilation at the patient's home. *Intensive Care Med* 2003; 29: 484-6.
38. Vitacca M, Bianchi L, Guerra A, et al. Tele-assistance in chronic respiratory failure patients: a randomised clinical trial. *Eur Respir J* 2009; 33: 411-8.
39. Chervin RD, Theut S, Bassetti C, Aldrich, MS. Compliance with nasal CPAP can be improved by simple intervention. *Sleep* 1997; 20: 284-9.