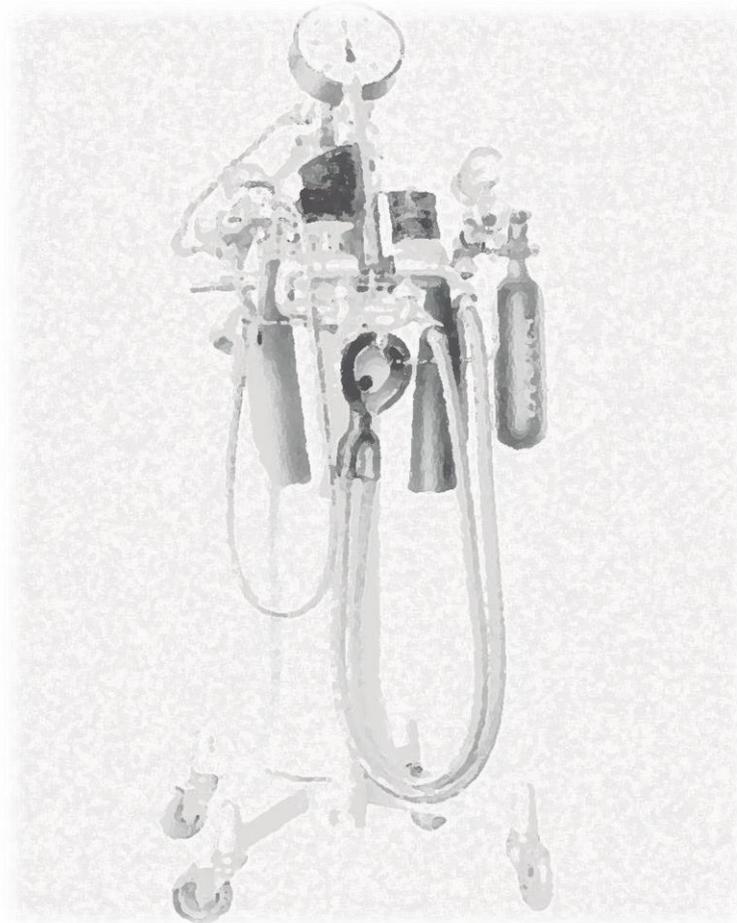


Serie: Aproximación a la Ventilación Mecánica (2)

Ventiladores pulmonares. Una historia de futuro. Pulmonary ventilator. A history of future.

Antonio Sánchez Vallejo^{a}*

a Unidad de Cuidados Intensivos. Enfermero Coordinador de Trasplantes. Complejo Asistencial Universitario de León. España.



* Email del autor de correspondencia: asanv@unileon.es

INTRODUCCIÓN

En la primera entrega de esta serie dedicada a la Ventilación Mecánica (VM) describimos el modo en que respiramos habitualmente. Vimos los elementos anatómicos y fisiológicos que intervenían en la ejecución de cada ciclo respiratorio, o ventilatorio dicho de modo más adecuado. También conocimos los elementos anatómicos y fisiológicos que pueden ser origen de un fallo respiratorio. Finalmente mostramos cómo el ingenio humano logró encontrar una terapia para el fallo respiratorio agudo con la invención de la VM. Antes de continuar es preciso enfatizar que VM es cualquier procedimiento destinado a suplir, de forma parcial o total, los requerimientos de flujo aéreo del paciente que no es capaz de cubrirlos de forma autónoma, mediante el uso de cualquier aparato manual o mecánico que lo posibilite. En esta ocasión vamos a conocer, de un modo asequible y ameno para quienes no trabajan habitualmente junto al paciente crítico, cuáles son los orígenes y futuro, principales características y elementos básicos de las máquinas que posibilitan esa terapia.

Conocidos como “Respiradores”, no son tales en sentido estricto. Recordemos que la respiración es el intercambio de gases respiratorios, oxígeno y dióxido de carbono fundamentalmente, bien a nivel alveolar a través de la membrana alveolo-capilar, bien a nivel celular en la mitocondria; esto último conocido como respiración celular. Lo que realmente hacen estas máquinas es sustituir la ventilación espontánea del paciente; posibilitando la entrada y salida de aire de sus pulmones, y entregando diferente concentración de gases respiratorios según sea el caso. Se entiende, por tanto, que no poseen capacidad para realizar por sí mismos el intercambio de gases, aunque si influyen de manera indirecta al modificar el flujo y la concentración, o presión parcial, de los mismos a nivel alveolar. Por este motivo no debemos denominarlas respiradores, sino “Ventiladores”.

El ventilador debe ser una máquina robusta y fiable, diseñada para trabajar de forma ininterrumpida durante innumerables horas sin fallar. Una estricta normativa legal y de normalización regula su diseño y características técnicas mínimas. Además las casas comerciales que los desarrollan, fabrican, y comercializan están obligadas a ofrecer servicios permanentes de mantenimiento preventivo y correctivo a los usuarios. Deben, por tanto, asegurar esa fiabilidad y ausencia de fallos, junto a la actualización continua de sus componentes de hardware y software.

Compactos y con aspecto amigable; su atractivo y vanguardista diseño a base de pantallas táctiles y menús de manejo intuitivos anima a tocarlos y a interactuar con ellos (Figura 1). Sin embargo continúan generando respeto y curiosidad a partes iguales en el subconsciente de quien se aproxima a ellos por primera vez.

En definitiva, son máquinas complejas, fiables y dóciles; pero que, para su correcto uso, requieren un entrenamiento prolongado además de un profundo conocimiento de los principios fisiopatológicos que rigen nuestro respirar cotidiano y las patologías que llevan a precisar de sus servicios.

HISTORIA, EVOLUCIÓN Y FUTURO DE LAS MÁQUINAS DE RESPIRAR

El camino hacia los modernos ventiladores pulmonares se inicia en 1530 cuando Theophrastus Bombast von Hohenheim, célebre galeno suizo más conocido como Paracelso, experimentó el

efecto de la insuflación artificial de aire, mediante un fuelle y un tubo colocado en la boca, a un paciente recién fallecido. La experiencia debió impulsar a Andrea Vesalio, que documentó en 1543 la primera aplicación de un mecanismo de ventilación



Figura 1. Ventiladores Servo-i de Maquet (Derecha) y Evita Infinity V500 de Dräger (Izquierda).

artificial en un ser vivo. Vesalio conectó la tráquea de un perro a un fuelle mediante un tubo de caña; consiguiendo suplir la función respiratoria del animal, manteniéndolo con vida temporalmente. Sin embargo, como en tantas otras áreas, los avances renacentistas en asistencia ventilatoria hubieron de esperar hasta la Ilustración para obtener nuevo impulso.

Doscientos años más tarde, en pleno Siglo de las Luces, se realiza la primera intubación orotraqueal en humanos; obra del inglés Smillie en 1763 empleando un tubo metálico flexible diseñado por él mismo. Se había conseguido un avance vital para la VM tal y como la conocemos: el aislamiento de la vía aérea. Casi en paralelo John Fothergill aplica en 1772 presión positiva en la vía aérea de un paciente mediante un sistema de fuelles; y lo hace sin emplear métodos invasivos de acceso al árbol respiratorio. Crea así el primer modelo de ventilación mecánica no invasiva (VMNI), precursor de los actuales modelos de CPAP (Continuous Positive Airway Pressure).

Tres años después John Hunter desarrolla un sistema ventilatorio de doble vía, al modo de los actuales, con una rama inspiratoria y otra espiratoria. El sistema fue mejorado por Charles Kite en 1779 mediante la adición de un sistema de válvulas de paso unidireccional que evitaba la recirculación del aire, y con ello el pernicioso efecto de espacio muerto ventilatorio. También colocó fuelles capaces de administrar un volumen aproximado de 500 ml, cercano al valor del volumen tidal humano. El sistema fue adaptado para uso humano en 1782, pero Hans Courtois lo mejoró en 1790 al sustituir los fuelles por un sistema de pistón-cilindro que tuvo gran acogida.

Todos estos avances se orientaron hacia una asistencia ventilatoria a presión positiva. Esta consiste en impulsar al interior del árbol respiratorio el gas inspiratorio, ayudados de dispositivos capaces de generar una presión sobre ese gas superior a la atmosférica, presente en la vía aérea del paciente. El resultado de ello es la insuflación pulmonar, o fase inspiratoria del ciclo ventilatorio. La espiración es un proceso pasivo que concluye al equilibrarse la presión en la vía aérea con la atmosférica; aunque actualmente podemos mantener un cierto nivel de presión positiva al final de la espiración, o PEEP (Positive Ending Expiration Pressure), con fines que trataremos en capítulos próximos.

Sin embargo problemas como el adecuado manejo de las secreciones, y la infección asociada a VM, inherentes al aislamiento prolongado de la vía aérea, asociados a la pobre comprensión coetánea de la fisiología pulmonar frenaron el desarrollo de la VM a presión positiva. La Revolución Industrial



Figura 2. Ventilador de presión negativa o "pulmón de acero".

trajo un nuevo tipo de sistema ventilatorio que soslayaba estos problemas, irresolubles en aquel marco temporal. La tecnología del acero permitió crear los denominados "barorrespiradores"; sistemas de presión negativa, o subatmosférica, que no precisaban de intubación endotraqueal para ser implementados. Estos fueron los dispositivos por excelencia para la aplicación de asistencia ventilatoria entre las décadas de 1870 y 1930.

El manejo de estos dispositivos era manual, engorroso y no exento de complicaciones. El cuerpo del paciente quedaba confinado en una cámara hermética, de la cual sólo sobresalía la cabeza. Esta cámara proporcionaba un vacío, fruto del cual el tórax del paciente se expandía, obteniéndose flujo inspiratorio negativo en la vía aérea y una inspiración pasiva. Se patentaron diversos modelos de estas máquinas a finales del s. XIX, sin embargo su impulso definitivo lo proporcionó la epidemia de poliomielitis que asoló Estados Unidos en los años 20 del s. XX. Algunos modelos siguieron utilizándose en ese país hasta finales de los años 60. Estos artefactos recibieron la poética denominación de "pulmón de acero". (Figura 2).

A finales del s. XIX y primeros del XX comienzan a solucionarse los problemas que impidieron el avance de la VM a presión positiva. Los mayores y mejores conocimientos de la anatomía y fisiología respiratorias permitieron a Kirstein diseñar el primer laringoscopio de visión directa en 1895, el "Autoscope". Este gran adelanto se complementó con el tubo metálico anillado flexible para intubación endotraqueal, esbozado por Smillie en 1763, y desarrollado por Khun entre 1900 y 1910. En 1907, Heinrich Dräger desarrolló un dispositivo de VM a presión positiva continua tomando como punto de partida los avances



Figura 3. Pulmotor de Dräger (1911)

realizados en s.XVIII. Recibió el nombre de "Pulmotor" (Figura 3), y empleaba botellas de aire comprimido y oxígeno como fuente de energía para su funcionamiento.

Este ingenio permitía la mezcla de gases, pero dependía de forma crítica de la presión de esas botellas para funcionar, lo que limitaba sus capacidades. Además aún no estaba resuelto el problema de la generación de presión positiva intermitente de manera automática. Hasta entonces se generaba manualmente; manipulando las válvulas de los respiradores, o mediante ventiladores manuales tipo balón autohinchable conectados a traqueotomía; similares al conocido Ambú®. Esto requería gran dedicación y abundante personal.

La solución vino, como en muchos otros avances de ingeniería y medicina, del afán belicoso del Ser Humano. El ingeniero V. Ray Bennett desarrolló en 1950 una válvula que posibilitaba el aporte de elevadas concentraciones de oxígeno de forma intermitente a los aviadores en los vuelos militares a gran altura. La válvula de Bennett era capaz de elevar la presión del gas suministrado durante la inspiración y hacerla caer a cero durante la espiración. Este invento, adaptado para su uso en tierra, constituyó un avance clave para la generación automática de ventilación con presión positiva intermitente, o IPPV (Intermittent Positive Pressure Ventilation). Los avances de Dräger y Bennett permitieron el desarrollo de los modernos respiradores IPPV. La compañía creada por Bennett fue adquirida posteriormente por la Puritan Compressed Gas Company, dando el impulso comercial definitivo a la introducción de la IPPV en la práctica médica.

Pero la prueba que revelaría definitivamente a la IPPV como el camino a seguir en terapia respiratoria crítica tuvo lugar en 1953. Curiosamente también durante una epidemia de poliomielitis, en Dinamarca esta vez. Bjørn Ibsen, oponiéndose a la corriente médica imperante en la época que defendía la ventilación a presión negativa, hizo uso de la tecnología IPPV; reduciendo la mortalidad por poliomielitis bulbar del 84% al 44% en tan solo dos meses. Este hecho además supuso el punto de inicio para la creación de las Unidades de Cuidados Intensivos.

No obstante todos los pasos dados, en uno u otro sentido, generaron conocimiento muy relevante para las modernas técnicas de VMNI. Tal es el caso de la ventilación a presión positiva continua (CPAP), primer gran avance en VM. Inventada por John Fothtergill en 1772, y desarrollado por Dräger en 1911, hoy día la CPAP posee numerosas aplicaciones: de forma domiciliar como terapia para el Síndrome de Apnea Obstruiva del Sueño (SAOS), y en hospitales en cuidados paliativos respiratorios, o como alternativa a la intubación orotraqueal en las reagudizaciones de la Enfermedad Pulmonar Obstruiva Crónica (EPOC), por poner algunos ejemplos.

Casi quinientos años de lentos avances dieron paso a un futuro que se antoja vertiginoso, y que comenzó en los años 90 del s. XX con la introducción de la microelectrónica. Se dotó de cerebro a los ventiladores, y la evolución fue exponencial. Hoy en día un microprocesador regula todas las actuaciones mecánicas, y los sistemas de entrada y salida de datos. Accedemos a él a través de mandos ubicados en pantallas táctiles, con las que además él se comunica con nosotros y nos informa sobre el paciente. La gestión electrónica de la VM permite innumerables modos y opciones de programación ventilatoria. Opciones tan avanzadas como la modernísima ventilación asistida por activación neural, o NAVA (Neural Activated Ventilation Assistance), sobre la cual

hablaremos en capítulos posteriores de esta serie. Hace tan sólo dos décadas hubiera parecido ciencia ficción y hoy es una herramienta más.

La incorporación de microprocesadores llevó aparejada la necesidad de software avanzado. Esto multiplicó sus capacidades de forma increíble. Hoy en día son de uso común modos mixtos de ventilación que combinan flujos, volúmenes, y presiones adaptados a los requerimientos puntuales de cada paciente y patología. La informática avanzada permite algoritmos de funcionamiento como el denominado "autoflow", que limita y/o modifica de forma autónoma la presión en la vía aérea; garantizando la aplicación del volumen tidal (VT) pautado, con la presión mínima necesaria, para cualquier modo de control por volumen.

La visualización de bucles espirométricos, ondas de flujo, volumen, y presión en tiempo real a la cabecera del paciente es otro valor añadido de los modernos ventiladores que facilita enormemente la labor clínica y de enfermería. Por no mencionar la monitorización en tiempo real, y al solo toque de una tecla, de parámetros que hasta no hace mucho requerían sesudos cálculos. Variables como la PEEP intrínseca (medida del atrapamiento aéreo alveolar), el ratio volumen-presión y la compliance pulmonar (indicadores de la distensibilidad del pulmón dañado), etc. resultan fundamentales para la toma de decisiones; y estas máquinas nos las ofrecen en pantalla y en tiempo real.

La evolución de estas magníficas máquinas es trepidante, y fruto de la competencia entre compañías que tratan continuamente de ofrecer productos novedosos y versátiles, actualizados a los últimos conocimientos científicos; ofreciendo al profesional sanitario capacidad para satisfacer los nuevos requerimientos en terapia respiratoria, tanto domiciliaria como en cuidados críticos.

EL AIRE QUE RESPIRAMOS EN LA VM

Seguramente el lector estará interesado en que pasemos ya a describir los diversos modos respiratorios que poseen estas máquinas. Resulta muy tentador, pero esa área se tratará específicamente en entregas próximas. No es posible comprender los modos ventilatorios sin conocer el funcionamiento básico y las características esenciales de estas máquinas.

Un elemento crucial para que la VM sea un hecho, y en el que pocas veces reparamos, son los gases medicinales. Igual que en el aire que respiramos, nadie se fija en ellos hasta que faltan, pero podemos encontrarlos en grandes tanques a las puertas de nuestros hospitales. En ellos se contiene el "aire" que respiran los pacientes tratados con VM.

Ese "aire" se denomina gas medicinal, o gases medicinales, mejor dicho, porque se suministran por separado; realizándose la mezcla directamente en los equipos de VM. Por tanto, desde que Dräger empleara botellas con gases a presión para el funcionamiento de su Pulmotor, los ventiladores a presión positiva siempre han precisado una fuente de suministro externa de esos gases medicinales con la que funcionar. La excepción son las máquinas de CPAP, hospitalaria o domiciliaria, y algunos modelos portátiles utilizados para traslados y en emergencia extrahospitalaria; que pueden funcionar suministrando aire ambiente en caso de falta de gas medicinal comprimido.

Denominamos gases medicinales a aquellas sustancias gaseosas, empleadas para consumo humano en aplicaciones clínicas, tanto

en instituciones de salud como a nivel domiciliario. Los gases medicinales son obtenidos mediante procesos físico-químicos de licuado, destilado, filtrado y purificación, a partir del aire ambiente. Esos gases llegan hasta la máquina a través de un circuito cerrado, procedentes como norma general de esos tanques situados fuera de los Centros Sanitarios; o de botellas portátiles en caso de los equipos móviles de ventilación asistida. Los gases medicinales de uso más habitual son el nitrógeno inerte (N_2), y el oxígeno puro (O_2). Mezclados a una concentración mínima del 21% de oxígeno y 78% de nitrógeno, con un 1% de Argón, conforman el denominado aire medicinal. Este producto sanitario debe estar libre de partículas, aceites, agua, o de cualquier contaminante microbiológico. Nitrógeno y oxígeno son mezclados en las máquinas de VM para conseguir diferentes concentraciones (o fracciones inspiradas de oxígeno – FiO_2) en función de las necesidades del paciente. El aire medicinal también puede contener trazas de otros gases como Helio u otros, para crear una mezcla lo más aproximada al aire ambiente, o para aplicaciones clínicas concretas como la anestesia.

Otros gases medicinales son el óxido nitroso (N_2O_2), que en concentración del 20% al 40% posee propiedades como anestésico; o el óxido nítrico (NO), empleado en el tratamiento de la hipertensión pulmonar peri y postoperatoria en cirugía cardíaca, aparte de otros usos en pediatría. El Helio (He_2), mezclado en pequeñas concentraciones con oxígeno y/o con aire medicinal, se emplea para minimizar la resistencia al flujo aéreo en la vía respiratoria, facilitando la aplicación de asistencia ventilatoria en la espasticidad bronquial. Existen otros gases medicinales y combinaciones de los mismos, sin embargo su descripción excede a este capítulo al estar considerados como gases anestésicos, no siendo de uso habitual en VM.

Deseamos incidir, por último, en la **toxicidad del oxígeno**. Su uso a concentraciones superiores al 70% durante más de 24 horas, o más de 6h al 100%, produce alteraciones neurológicas y/o pulmonares. Hay evidencia a favor de la mediación del oxígeno a altas concentraciones en la aparición de microatelectasias por desplazamiento del nitrógeno alveolar, y oxidación del surfactante. Además está demostrado que ocasiona severas alteraciones oculares en recién nacidos, que podrían conducir a una ceguera irreversible, a concentraciones superiores al 30% y un uso prolongado. También disminuye el estímulo respiratorio hipóxico en la broncopatía, ocasionando apneas. Por ello es muy recomendable emplear este gas medicinal en su justa medida, realizar seriaciones de gases en sangre durante la terapia con VM, y modular siempre al mínimo las concentraciones de este



Figura 4. Panel posterior interfaz de usuario (izquierda) y lateral de conexiones (derecha) del Servo-i de Maquet.

gas según la pulsioximetría.

COMPONENTES DE LOS MODERNOS VENTILADORES PULMONARES

Describiremos seguidamente, de forma general, un moderno equipo de VM de los habitualmente empleados en las unidades de críticos. El mercado ofrece numerosas marcas y modelos, sin embargo debemos convencernos de que el funcionamiento de todos ellos es análogo. Puede cambiar su aspecto externo, pero al igual que ocurre con los vehículos que conducimos a diario, su mecánica básica y su manejo son comunes a todos.

Un buen ventilador debe ser una máquina de sencillo abordaje y manejo. No suele haber demasiado tiempo para pensar cómo se realiza tal o cual cosa cuando empeora un paciente crítico. Tampoco un ventilador de CPAP nocturna debe ser difícil de manejar, so pena de un más que probable abandono terapéutico por parte del usuario al no entender su máquina. Lo realmente difícil en ocasiones es comprender las razones que llevan a algunos constructores a dotarlos de determinadas capacidades.

Conozcamos entonces la máquina.

La **parte posterior**, o lateral según el modelo, es la zona de conexión a suministros y puertos de comunicación (Figuras 4 y 5). Por un lado llega a la máquina un cable de corriente alterna a 220V, que se conecta en una toma de corriente convencional, por donde llega la energía necesaria para el funcionamiento del ventilador. Bajo este conector suele situarse un fusible de alimentación eléctrica. Deben poseer, obligatoriamente, un conjunto de baterías recargables internas o extraíbles; que aseguren el funcionamiento del equipo durante varias horas en caso de corte de suministro eléctrico. El botón de arranque suele estar también en la zona posterior, bien sea de la unidad central, o bien de la interfaz de comunicación con el usuario (la pantalla).



Figura 5. Panel posterior del ventilador Dräger Evita XL

Debe estar protegido por una tapa que impida su pulsación accidental, y el apagado involuntario de la máquina. Apagar un ventilador no es sencillo; requiere un conjunto de maniobras, a fin de evitar accidentes.

Aún en la **parte posterior**, encontramos dos tomas de gases medicinales: aire y oxígeno. Ambas son inconfundibles, tanto por aspecto como por sistema de conexión. Resulta imposible conectar la manguera de aire a la toma de oxígeno, y viceversa. La manguera de aire medicinal está marcada por normativa con los colores blanco y negro; y su conector posee dos muescas de seguridad, para evitar desconexiones accidentales. La manguera de oxígeno es totalmente blanca, y su toma posee tres muescas.

Además, las tomas de pared van enmarcadas por un rodete con su correspondiente marca de color, para facilitar la conexión rápida del equipo. Cada conducción de gas deberá disponer de válvulas unidireccionales que eviten la contaminación por retorno de un gas sobre el otro. Más adelante veremos el proceso que sigue el gas hasta que llega al paciente tras acceder al respirador.

Adicionalmente, dado que los modernos ventiladores son auténticas computadoras, encontraremos un ventilador para refrigeración de la electrónica. También se ubican en esta zona una muy diversa variedad de puertos y conectores, como ocurre en nuestros ordenadores personales. Su finalidad es facilitar la actualización del software de funcionamiento, la descarga de información hacia los sistemas de control y mantenimiento, o hacia los servidores de gestión electrónica de la historia clínica. También hay conectores para monitorización capnográfica y de temperatura del aire espirado, y otros para el control de nebulizadores ultrasónicos y humidificadores.

Un dato interesante es la presencia de un puerto de conexión entre dos ventiladores. Su finalidad es sincronizar ambas máquinas para proporcionar Ventilación Pulmonar Diferencial, o Independiente, ILV (Independent Lung Ventilation). Funcionarán en paralelo mediante un tubo endotraqueal de doble luz para intubación diferencial de cada uno de los pulmones por separado (Tubo de Carlens). No es frecuente su uso, pero puede salvar la vida del paciente en casos muy concretos en que la distensibilidad pulmonar difiere notablemente entre ambos pulmones del mismo paciente. P.ej. en el distrés respiratorio del implante pulmonar tras un trasplante unipulmonar, o en enfermedades pulmonares con afectación muy diferenciada de uno de los pulmones.

La **parte frontal** es la interfase de comunicación entre el ventilador y quien lo maneja (Figuras 6 y 7). Habitualmente está conformada por una pantalla táctil rodeada de algunos mandos manuales. La pantalla permite elegir entre múltiples menús para seleccionar diferentes parámetros y funciones. Los mandos manuales, de fácil acceso, permiten regular aspectos básicos y críticos de la ventilación como el volumen tidal, frecuencia respiratoria, FiO₂, flujo ventilatorio, o las presiones de soporte, control, y/o PEEP según el modo seleccionado. La variable que opera cada mando, y su magnitud, se muestra claramente resaltada en pantalla sobre cada mando en cuestión. Algunos modelos carecen de mandos manuales, regulándose todas las funcionalidades mediante su pantalla táctil.

Todos los modelos suelen tener un mando multifuncional, tipo ruleta o "minijoystick", generalmente ubicado en la zona inferior derecha del panel frontal. Con él seleccionamos y confirmamos, mediante pulsación del mismo, el acceso a menús secundarios o



Figura 6. Interfaz de usuario ventilador de Dräger Evita XL.

a funcionalidades que requieran mecanismos de seguridad que eviten modificaciones inadvertidas. Estas funciones varían entre modelos y marcas. Ejemplo de esto son la selección de modo ventilatorio, o del Trigger (sensor de esfuerzo inspiratorio del paciente), entre otras de las muchas capacidades de que disponen estas máquinas.

En el **interfaz frontal del ventilador**, los fabricantes también incluyen de algún modo pulsadores para activar funciones o parámetros de uso habitual, pero que no forman parte de la programación del modo ventilatorio. Son accesos directos a funcionalidades concretas e importantes como la preoxigenación para aspiración de secreciones bronquiales por el tubo endotraqueal. Una pulsación durante tres segundos permite al operador administrar O₂ al 100% durante 3 minutos previo a la aspiración; retornando automáticamente a la FiO₂ pautada sin más manipulaciones. Otros pulsadores permiten realizar pausas inspiratorias o espiratorias controladas por el operador; a fin de determinar alguna variable ventilatoria o realizar maniobras concretas como una pausa espiratoria. La activación de esta función, por ejemplo, es necesaria al puncionar un vaso subclavio, o al insertar un drenaje pleural, para evitar neumotórax iatrogénicos.

Igualmente debe existir algún mando que permita acceder al sistema de alarmas. Después, en la propia pantalla táctil, el operador podrá programarlas, modificarlas, y/o rearmarlas tras haberlas silenciado. Las alarmas poseen gran trascendencia en la configuración de uso y seguridad del ventilador. Alarmas de presión en la vía aérea, de volumen minuto, de frecuencia respiratoria, o del periodo máximo de apnea deben ser muy bien ajustadas, y comprobadas por el personal de enfermería al inicio de cada turno. Otras alarmas vienen prefijadas de fábrica, como

como cualquier smartphone a los que tan habituados estamos. Lo realmente complejo es conocer bien las indicaciones e implicaciones clínicas que cada modificación introducida puede tener para el paciente.

Más importante que una bonita y sencilla interfaz de usuario es el sistema interno de mezcla de gases y gestión del flujo aéreo. El operador selecciona una FiO₂ determinada, y el sistema informático de la máquina controla el flujo y la cantidad de cada gas mediante electroválvulas. La mezcla de oxígeno y aire medicinales tiene lugar en el interior del ventilador. Para que esto ocurra de forma adecuada, la presión de trabajo de cada gas medicinal debe ser constante y equivalente para ambos. Posteriormente la mezcla pasa por un filtro de partículas, un sistema de sensores y calentamiento, y una válvula unidireccional, accediendo al sistema de control de flujo.

De nuevo el operador selecciona un flujo aéreo, una frecuencia respiratoria, un volumen a suministrar, una presión que mantener, conseguir, o no exceder, el tipo y nivel de Trigger, etc... El sistema informático del ventilador indica los ajustes necesarios al sistema electroneumático, el cual abre la válvula inspiratoria y cierra la espiratoria, o viceversa. Estos actuadores regulan el flujo inspiratorio, el volumen, la presión, la relación entre inspiración y espiración, y todo aquello que el programador pautó para la óptima ventilación del paciente.

Por su parte el sistema informático del ventilador mide y entrega de forma autónoma datos valiosos que permiten al clínico tomar decisiones trascendentes para el estado del paciente. Mide datos sobre la entrega de aire al paciente, comprobando que se ajusten a lo prescrito por el operador, y activando alarmas si esto no es así. También emplea sensores que proporcionan parámetros indicativos de lo que sucede en el paciente desde que comienza la inspiración, hasta que finaliza la espiración. Datos como presiones en vía aérea, curvas de flujo, volumen y presión, volúmenes suministrados y exhalados, frecuencias respiratorias, presencia de fuga o atrapamiento aéreo, distensibilidad y elasticidad pulmonar, y un sinnúmero de parámetros útiles para la toma de decisiones clínicas.

Estos son los sistemas que nos permiten disponer de una variedad de modos ventilatorios, una capacidad de monitorización, y una seguridad en la ventilación al paciente inauditas hasta hace poco en VM.

Para finalizar esta entrega debemos hacer referencia a la **conexión entre el ventilador y el paciente**. Situados en el panel frontal, o en un lateral, encontramos dos orificios. Son la conexión de la rama inspiratoria y de la espiratoria del circuito en "Y", que unen la máquina al paciente. La posición de la pieza en "Y" es un factor crítico para la VM. Debe estar lo más próxima posible al tubo endotraqueal, o interfaz de VMNI, a fin de minimizar el "espacio muerto" ventilatorio.

El aumento del espacio muerto produce hipercapnia por reinhalación, porque el gas que ocupa este espacio se moviliza pero no participa en el intercambio alveolar, e impide la evacuación completa del gas que sí participa en el intercambio. Ante un mismo VT, el incremento del volumen de espacio muerto amplifica la proporción de volumen circulante en detrimento del volumen de intercambio. En la tubuladura la rama inspiratoria está separada de la espiratoria y sólo se juntan a partir de la pieza en "Y". Esto permite inspirar por un lado y espirar por el otro. La tubuladura no produce un aumento del espacio muerto porque no hay reinhalación.



Figura 7. Interfaz usuario ventilador Maquet Servo-i

de falta de suministro de gas o electricidad. En cualquier caso todas deben estar activas, ajustadas, y atenderse lo más rápidamente posible.

Las pantallas táctiles permiten al profesional acceder a todas las posibilidades de uso que brinda un moderno ventilador pulmonar. Además permiten visualizar con rapidez las variables respiratorias monitorizadas, registros gráficos y de tendencia, límites de alarma, bucles espirométricos, y un sinnúmero de datos útiles. Los ventiladores actuales son tan sencillos de manejar

Debemos, por tanto, evitar la conexión de cualquier elemento entre la "Y" y el paciente. Lo haremos en una de las ramas, según el elemento de que se trate; ya que el espacio dedicado a circuito ventilatorio es compensado por el respirador durante la calibración de puesta en marcha.

Las tubuladuras que utilizamos en los ventiladores actualmente son de un solo uso. Tanto estas como otras partes no desechables del circuito han de mantenerse estériles, siguiendo las instrucciones del fabricante. Los ventiladores guardados en el almacén de equipamiento deben estar limpios y protegidos de suciedad y/o polvo. Antes de conectarlos al paciente se conectarán a red y a las tomas de gas, y realizaremos una calibración de los sensores de oxígeno y de flujo, y del correcto funcionamiento general del ventilador. Esta calibración actualmente es automática, limitándose el operador a conectar y desconectar elementos siguiendo las indicaciones de la máquina. Las distintas modalidades de ventilación constituyen el factor más limitante para la comprensión de la VM. La mayoría de las veces basta con una modalidad de sustitución total de la ventilación, como la asistida-controlada, ya sea a volumen o a presión; y una modalidad de sustitución parcial como es la presión de soporte. No obstante, conocer otras modalidades nos puede ayudar en casos concretos de pacientes difíciles de ventilar. En una próxima entrega describiremos las principales modalidades y sus indicaciones de uso, y tendremos una nueva ocasión para descubrir que la VM no es un mundo tan complejo si se tienen los conceptos claros.

BIBLIOGRAFÍA

1. Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios. Ministerio de Sanidad Política Social e Igualdad. Ficha técnica: Oxígeno Medicinal Air Liquide Medicinal 150 bar 99,5%. [Consultado el 24/05/2018] Disponible en: https://cima.aemps.es/cima/pdfs/es/ft/66973/FT_66973.html.pdf
2. Asociación Española de Normalización y Certificación (AENOR). Norma UNE-EN ISO 80601-2-12:2011. Equipos electromédicos. Parte 2-12: Requisitos particulares para la seguridad básica y funcionamiento esencial de los respiradores para cuidados intensivos. (ISO 80601-2-12:2011) (Ratificada por AENOR en junio de 2011.)
3. Casabona I, Santos R y Lillo M. Historia y evolución de la ventilación mecánica. En: Soto del Arco F. Manual de Ventilación Mecánica para Enfermería. 1ªed. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2017. 472p.
4. Company Teuler RJ, Belda Nácher FJ, Llorens Herrerías J y Martí Canovés F. Monitorización del respirador. En: de Borja de la Quintana Gordón F, Chamorro C, Planas A, López E. Monitorización en anestesia, cuidados críticos y medicina de urgencias. Madrid: Elsevier; 2004. 724p.
5. Dräger Medical AG & Co. Plataforma Clínica de Terapia Ventilatoria. Manual de Usuario. 1ªed. Lübeck. 2005. Disponible en: <http://www.ingenieriabahia.com.ar/manuales/EvitaXL.pdf>
6. Bahns E. Todo comenzó con el Pulmotor... Cien años de ventilación artificial. Dräger Medical AG & Co. KG. Lübeck. 2015. Disponible en: <https://www.draeger.com/Products/Content/dw-fibel-bk-9051384-es.pdf>
7. Gonzalo Soto G. Ventilación mecánica: una breve historia. *Neumol Pediatr* 2016; 11 (4): 151-4.
8. International Organization for Standardization. ISO 10651-1. Lung ventilators for medical use, 1993.
9. Montejo JC, García de Lorenzo A, Marco P y Ortiz C. Manual de Medicina Intensiva. 5ª ed. Madrid: Elsevier; 2016. 599p.
10. Net A, Benito S. Ventilación mecánica. 3ª ed. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 1998.
11. Real Decreto 414/1996 de 1 de marzo por el que se regula los productos sanitarios [BOE 24 de abril de 1996].
12. Ramos Gómez LA y Benito Vales S. Fundamentos de la Ventilación Mecánica. Barcelona: Marge Médica Books; 2012. 254p. Versión electrónica: <http://www.fundamentosventilacionmecanica.com/index.html> [Consultado 16/05/2018].
13. Lázaro ED. Gases Medicinales. 1ª ed. Bioediciones; 2008. 89p. ISBN: 978-987-24211-0-6.