

PRINCIPIOS FISICOS APLICABLES EN VENTILACION MECANICA

Julio Lloréns

“No se puede negar que los procesos vitales desempeñan un papel esencial en la función y mantenimiento de la integridad estructural del sistema respiratorio, pero los movimientos respiratorios de los pulmones se efectúan en gran parte de acuerdo con las leyes de la física” J.F. Nunn.

La relación entre la física y la ventilación es evidente. Los desplazamientos de gas durante la ventilación se producen siempre en respuesta a gradientes de presión, sean éstos generados como consecuencia de la contracción de los músculos respiratorios, o como consecuencia de la acción del respirador. Así, el *gradiente de presión transrespiratorio* –diferencia de presión entre las vías aéreas superiores (P_{ao} , *open airways pressure*) y los alveolos (P_{alv})–, es la fuerza que genera y determina la magnitud de los flujos de gas tanto en sentido inspiratorio ($P_{ao} > P_{alv}$) como espiratorio ($P_{alv} > P_{ao}$). El sistema respiratorio, por su parte, opone tres tipos de resistencia al desplazamiento del aire hacia y desde su interior:

(1) La resistencia elástica de los pulmones y de la pared torácica al aumento de volumen por encima de la capacidad residual funcional. Aplicada al caso del sistema respiratorio, la Ley de Hooke para estructuras elásticas, podría enunciarse como: el cambio de presión (ΔP) es proporcional al cambio de volumen (ΔV). La constante de proporcionalidad, en este caso, es la propiedad mecánica del sistema respiratorio que conocemos como *Elastancia* ($E = \Delta P / \Delta V$), aunque habitualmente utilizamos su inversa,

la *Distensibilidad o Compliancia* ($C = \Delta V/\Delta P$). Esta propiedad determina el valor de la P_{alv} en cualquier momento del ciclo respiratorio y es, además, la causa de la fuerza de retracción elástica que da inicio a la espiración pasiva.

(2) La resistencia friccional al flujo de gas a través de las vías aéreas obedece a la Ley de Hagen y Poiseuille que, en aplicación al caso del sistema respiratorio, establecería: en presencia de flujo inspiratorio o espiratorio, el gradiente de presión entre ambos extremos de las vías aéreas es proporcional al valor del flujo (unidades de volumen desplazado por unidad de tiempo). Como en el caso anterior, la constante de proporcionalidad es una propiedad mecánica del sistema respiratorio, a la que denominamos *Resistencia* ($R = \Delta P/V'$).

(3) La resistencia a la deformación de los tejidos pulmonar y de la pared torácica (*Inertancia*). La presión necesaria para superar las fuerzas de inercia opuestas por los tejidos pulmonar y de la pared torácica se incrementa progresivamente con el aumento de la frecuencia

respiratoria (FR). Por ello, esta caída de presión puede ser importante con la ventilación a frecuencias elevadas, pero es prácticamente despreciable en la respiración normal y en la mayoría de las situaciones clínicas.

Estas resistencias constituyen el conjunto de “propiedades mecánicas” del sistema respiratorio de un sujeto particular y caracterizan su comportamiento en un momento dado. Las características de cada ciclo respiratorio en términos de magnitud del cambio de volumen y del flujo, así como los cambios de presión intratorácica, alveolar y en vías aéreas, son consecuencia, en todo momento, de la interacción entre las fuerzas que generan el movimiento del gas (acción de los ms. inspiratorios o del respirador) y estas propiedades .

LA ECUACIÓN DEL MOVIMIENTO DEL SISTEMA RESPIRATORIO

La interacción mencionada anteriormente, se describe a través de la expresión matemática conocida como *ecuación del movimiento del sistema respiratorio*:

$$P_{mus} + PD = P_{ao} = \Delta V / C_{sr} + R_{sr} \cdot V' + PEEP \quad [1]$$

donde P_{mus} representa la presión generada por los músculos respiratorios para expandir la caja torácica y los pulmones, en el caso de actividad muscular inspiratoria; PD es la presión generada por el respirador; P_{ao} es la presión medida a la entrada de las vías aéreas; ΔV es la variación de volumen del sistema respiratorio por encima de su volumen telespiratorio; V' representa el flujo; y $PEEP$ se refiere a la presión positiva telespiratoria ajustada en el respirador ($ZEEP$, en el caso de $PEEP=0$).

La importancia de esta ecuación radica en que expresa: (1) el volumen y flujo que, en cualquier instante del ciclo respiratorio, son generados por la acción combinada de los músculos respiratorios y del respirador en un sistema respiratorio dado (caracterizado por su C_{sr} y R_{sr} propias), y (2) la presión que ejercen los músculos respiratorios y/o el respirador para causar un determinado aumento del volumen pulmonar en un tiempo inspiratorio dado (es decir, con un determinado flujo inspiratorio), superando la *carga* (C_{sr} y R_{sr}) propia de un sistema respiratorio concreto. Obviamente, en el sujeto totalmente pasivo P_{mus} es igual a cero, y el respirador debe generar toda la presión necesaria para generar el flujo inspiratorio e insuflar el volumen corriente. El extremo opuesto se halla en la ventilación totalmente espontánea (donde $PD = 0$). Entre ambos extremos, se puede concebir una variedad teóricamente infinita de combinaciones de P_{mus} (esfuerzo inspiratorio) y PD (asistencia o soporte mecánico) que son observables en los modos ventilatorios denominados *soportes parciales*.

Hay tres cuestiones importantes que deben ser tenidas en cuenta, en relación con esta ecuación:

a) La presión, el flujo y el volumen cambian continuamente con el tiempo y, por tanto, deben ser considerados y designados como *variables*. Por el contrario, se asume que la compliancia y la resistencia permanecen constantes (con ciertas salvedades), por los que se designan como *parámetros*.

b) Dado el carácter variable de presión, volumen y flujo en función del tiempo, esta ecuación no tiene un carácter *algebraico*, sino *diferencial*, en la que el valor *instantáneo* de cada variable puede ser calculado en función de las otras variables: el volumen es la integral del flujo respecto del tiempo y el flujo es la derivada del volumen respecto del tiempo.

c) La presión, el volumen y el flujo son medidas relativas a sus valores basales, es decir, a sus valores telespiratorios. Así, el flujo es medido en relación a su valor al final de la espiración, que normalmente es cero. El volumen es medido como el cambio en el volumen pulmonar por encima de la capacidad residual funcional –CRF–, independientemente de que ésta se halle artificialmente aumentada por efecto de la PEEP externa (en caso de que ésta se aplique). Finalmente, la presión generadora del flujo inspiratorio es medida como el cambio de presión en las vías aéreas proximales (Pao) por encima de la PEEP externa. Por otro lado, y puesto que la Pao es medida (por el respirador) proximalmente al tubo endotraqueal, su valor representa realmente el del gradiente de presión transrespiratorio. Por tanto, en los sujetos totalmente pasivos, la presión medida en el manómetro del respirador y el trazado de la misma sobre un monitor constituyen una fuente de información de la máxima importancia respecto de las propiedades mecánicas del sistema respiratorio y su relación con la pauta ventilatoria aplicada.

El estudio de cada una de los elementos integrantes de esta ecuación constituye el cuerpo de conocimiento de lo que se ha denominado *mecánica de la ventilación* cuya trascendencia clínica se manifiesta, a través de la monitorización de la P, del V y del V' respecto del tiempo y de dichas variables entre sí (especialmente P-V y V/V'), como: (1) Datos básicos para ajustar la pauta ventilatoria a las características de cada paciente, (2) Identificación de alteraciones –incidentes, cambios- durante la ventilación mecánica..., (3)

Comprensión de la interacción real entre el respirador, el circuito, el tubo endotraqueal -o dispositivo supraglótico- y el sistema respiratorio.

El objetivo de la presentación a desarrollar durante el curso, es exponer algunos de los aspectos más relevantes en relación con esta materia.