

# 8

## MECÁNICA VENTILATORIA: FISIOLOGÍA E INSTRUMENTOS DE EVALUACIÓN

Javier Hurtado y Franco Simini

---

La función respiratoria incluye, además del movimiento de gases entre el cuerpo y el espacio circundante, el intercambio de gases entre células de la sangre y la mezcla de gases que transita por los alvéolos. Este capítulo analiza los procesos fisiológicos que rigen la Ventilación Pulmonar y dentro de ella, el estudio de las fuerzas que favorecen o se oponen al movimiento del aire, estudio llamado Mecánica Ventilatoria. No se analizan por lo tanto las evaluaciones de gases en sangre y otras manifestaciones del fenómeno respiratorio. Habiendo descrito los principios fisiológicos, se plantea un modelo matemático del fenómeno que permita abordar el proyecto de un equipo para la medida de los parámetros de la Mecánica Ventilatoria.

---

### 8.1 DEFINICIONES

---

Para asegurar la correcta oxigenación de la sangre, en el aparato respiratorio se deben cumplir de manera coordinada tres grandes procesos fisiológicos: Ventilación Pulmonar, Circulación Pulmonar e Intercambio Gaseoso. Los definiremos brevemente:

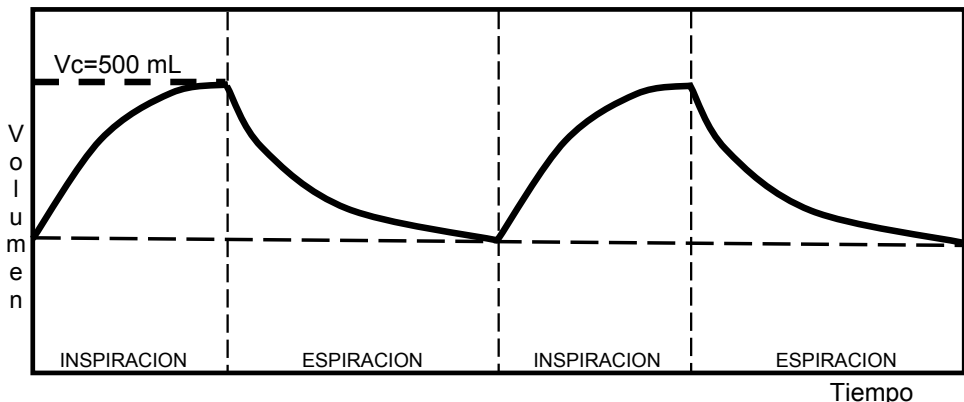
**Ventilación Pulmonar.** La fisiología de la ventilación pulmonar describe y explora los mecanismos que determinan la entrada y salida de aire del aparato respiratorio. El aire llega desde la atmósfera hasta los espacios alveolares con un volumen y una frecuencia respiratoria determinada. Para ello, los músculos respiratorios se contraen realizando trabajo muscular. La contracción muscular mueve las estructuras de la caja torácica, haciendo descender la presión dentro del tórax a niveles subatmosféricos, con lo que se genera el flujo aéreo inspiratorio. Al mismo tiempo, existen fuerzas o resistencias que se oponen a este proceso. Ellas son las llamadas resistencias elásticas y resistencias no elásticas. Las resistencias elásticas son las que se oponen a la deformación de las estructuras anatómicas del aparato respiratorio (parénquima pulmonar y pared torácica). Las resistencias no elásticas son las llamadas resistencias de las vías aéreas ( $R_{va}$ ), que dependen del calibre, la longitud y las características del flujo aéreo que las recorre (1).

**Circulación Pulmonar.** En íntimo contacto con los espacios aéreos, existe una muy fina red de vasos capilares que conducen la sangre que habrá de ser oxigenada en su pasaje por los pulmones. La circulación pulmonar tiene un régimen especial de presiones y depende del estado funcional del corazón, que impulsa la sangre dentro de este árbol vascular para que se oxigene en su pasaje por la proximidad de los alvéolos (1).

**Intercambio Gaseoso.** Una vez que la ventilación alveolar y el flujo sanguíneo están asegurados, se produce un intercambio de gases entre alvéolos y capilares por el cual el oxígeno se incorpora al torrente sanguíneo mientras que el anhídrido carbónico sigue un trayecto inverso y se elimina a la atmósfera (1).

## 8.2 VENTILACIÓN PULMONAR

La ventilación pulmonar, entendida como secuencia de eventos que permiten la entrada y salida de aire del aparato respiratorio, está gobernada por un complejo sistema de control que responde a diferentes estímulos fisiológicos. En condiciones habituales la respiración es un fenómeno automático, aún cuando al mismo tiempo se realizan otras actividades como hablar, comer, toser o dormir. Este mecanismo complejo nunca se detiene ya que el gas alveolar debe renovarse de manera continua. Es un fenómeno rítmico que tiene dos fases: inspiración y espiración. La inspiración es la entrada de un volumen de aire dentro de los pulmones y la espiración es la salida de un volumen de aire de similar cantidad pero de diferente composición.



**Figura 8.1 – Volumen corriente (Vc) en función del tiempo.** Su valor normal para un adulto tiene una amplitud de 500 mL, que varía con el peso del paciente a razón de 7 a 8 mL/Kg de peso. La frecuencia respiratoria es del orden de 12 ciclos por minuto o un período de unos 5 segundos.

En la inspiración y la espiración hay parámetros que podemos medir o cuantificar. Ambas fases constituyen un ciclo respiratorio y llamamos **patrón respiratorio**

al conjunto de parámetros que lo caracterizan. El patrón respiratorio comprende clásicamente dos componentes: el volumen corriente ( $V_c$ ) y la frecuencia respiratoria ( $f$ ). El volumen corriente (Figura 8.1) es el volumen de aire que entra o sale del aparato respiratorio, siendo habitualmente de 500 mL de gas. Este volumen varía de acuerdo al tamaño del individuo ya que guarda relación con el peso corporal. El producto  $V_c \times f$  es conocido como ventilación minuto ( $VE$ ), que corresponde a la cantidad de litros de gas intercambiados con la atmósfera en la unidad de tiempo (L/min). Este parámetro del patrón respiratorio varía con el estado de actividad o de reposo del sujeto y se altera francamente en las enfermedades del aparato respiratorio.

El movimiento inspiratorio y espiratorio de gases se puede representar esquemáticamente por una gráfica que relaciona el volumen corriente con el tiempo como la de la Figura 8.1. La relación  $VE = V_c \times f$  fue incorporada a la fisiología respiratoria en épocas clásicas hasta que, en los años 1980 se propone una reformulación del  $VE$  en función de otros parámetros de uso clínico: el flujo medio inspiratorio y el período inspiratorio útil. Denominamos  $T_{tot}$  la duración de un ciclo respiratorio (llamado también período del ciclo respiratorio), por lo tanto  $f=1/T_{tot}$ . En la anterior fórmula se sustituye la variable  $f$  por la variable  $1/T_{tot}$ .

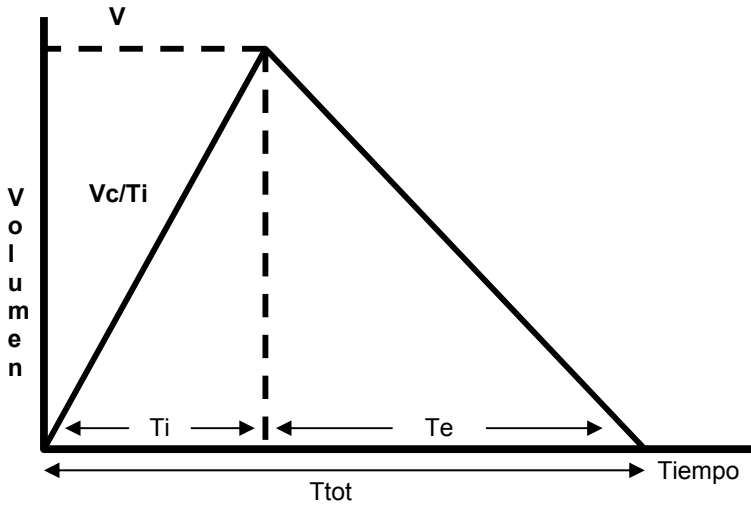
$$VE = V_c \times (1/T_{tot})$$

Multiplicando por el cociente unitario Tiempo Inspiratorio/Tiempo Inspiratorio ( $T_i/T_i$ ) y reordenando:

$$VE = V_c \times (1/T_{tot}) \times (T_i/T_i)$$

$$VE = (V_c/T_i) \times (T_i/T_{tot})$$

De esta nueva formulación se desprende que el  $VE$  es proporcional al producto del *flujo medio inspiratorio* ( $V_c/T_i$ ), multiplicado por el *período inspiratorio útil* del ciclo respiratorio ( $T_i/T_{tot}$ ). El  $V_c/T_i$  refleja la magnitud del impulso que parte del centro respiratorio. El  $T_i/T_{tot}$  permite apreciar la distribución del ciclo respiratorio en el tiempo. Esta ecuación se puede representar gráficamente con el volumen corriente en ordenadas y el tiempo de los ciclos en abscisas como se muestra en la Figura 8.2. La altura del triángulo de un ciclo respiratorio será el  $V_c$  y se puede observar la distribución de los tiempos inspiratorio ( $T_i$ ), espiratorio ( $T_e$ ) y total ( $T_{tot}$ ) de este ciclo. La pendiente de la rama inspiratoria es el flujo medio inspiratorio ( $V_c/T_i$ ) y la pendiente de la rama espiratoria es el flujo medio espiratorio ( $V_c/T_e$ ). Un centro respiratorio hiperestimulado mostrará aumento del impulso neuromuscular ( $V_c/T_i$ ) con incremento del  $V_c$ , acortamiento de los tiempos y aumento de frecuencia. Un centro respiratorio deprimido podrá mostrar cambios en sentido inverso (2, 3, 4).



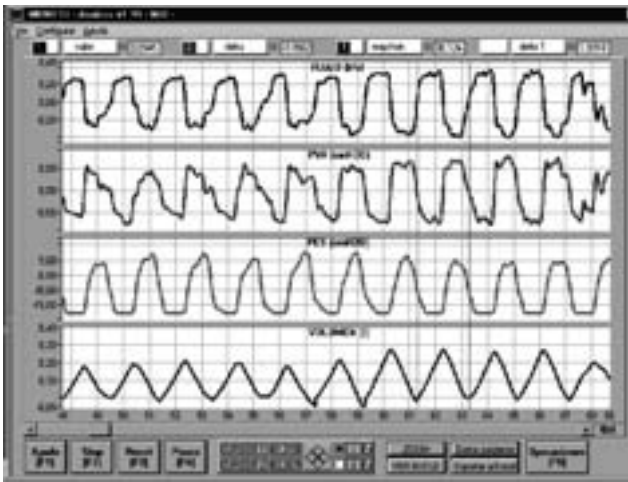
**Figura 8.2 – Representación esquemática del ciclo ventilatorio.** La altura del triángulo representa el volumen corriente  $V_c$  y su base muestra la distribución de los tiempos inspiratorio  $T_i$  y espiratorio  $T_e$ . La pendiente de los triángulos es el flujo medio en cada fase del ciclo.

Esta forma de análisis del patrón respiratorio ha sido usada tanto para la investigación como para el monitoreo y seguimiento de pacientes con insuficiencia respiratoria. Para ello se deben medir simultáneamente el volumen, el flujo aéreo y la presión de la vía aérea en el tiempo, como se muestra en la Figura 8.3. El análisis del patrón respiratorio se completa con otras medidas de la intensidad del impulso neuromuscular (“respiratory drive”), como es la *Presión de oclusión bucal* a los 100 milisegundos del comienzo de la inspiración ( $P_{0,1}$ ). La presión de oclusión tiene un significado semejante al del flujo medio inspiratorio  $V_c/T_i$ . Se realiza midiendo la caída de presión en la vía aérea cuando se inspira contra una vía aérea deliberadamente ocluida al comienzo de la inspiración. La vía aérea se puede ocluir mediante una válvula operada de manera manual o electrónica al inicio de la inspiración. Se ha demostrado que si la oclusión es breve (menor de 200 ms), ésta no alcanza a ser detectada por el centro respiratorio. Además de que la  $P_{0,1}$  es una medida independiente de la conciencia y la voluntad, tiene la ventaja de ser tomada en condiciones de flujo aéreo nulo, ya que en esta fracción de tiempo, la vía aérea está totalmente ocluida. Esto lo diferencia del  $V_c/T_i$  que también evalúa el impulso neuromuscular pero en condiciones dinámicas, sin interrupción del flujo gaseoso y por lo tanto, es afectado por los cambios de resistencia de la vía aérea. De esta manera se puede interpretar que la  $P_{0,1}$  es una medida del impulso neuromuscular independiente de las condiciones de carga mecánica del aparato respiratorio (4,5,6,7). En la Tabla 8.1 se muestran los parámetros del patrón respiratorio y del impulso neuromuscular en una población de sujetos normales.

**Tabla 8.1 – Valores normales de parámetros del patrón respiratorio.**

Parámetro		Valores de referencia	unidades
Frecuencia respiratoria	<b>f</b>	12.5 (2.7)	ciclos por minuto
Volumen corriente	<b>Vc</b>	0.53 (0.15)	L
Ventilación minuto	<b>VE</b>	6.54 (1.91)	L/min
Flujo medio inspiratorio	<b>Vc/Ti</b>	266 (60)	mL/s
Tiempo inspiratorio	<b>Ti</b>	1.97 (0.33)	s
Periodo espiratorio útil	<b>Ti/Ttot</b>	0.41 (0.06)	S
Presión de oclusión bucal	<b>P<sub>0.1</sub></b>	1.06 (0.3)	cm H <sub>2</sub> O

Se indican los valores normales y entre paréntesis el desvío estándar (DS).



**Figura 8.3 – Señales y parámetros de la mecánica ventilatoria.** Se reproduce la pantalla de MONICLI, monitor no invasivo, conectado a un paciente. Se ven las señales de flujo, presión de vía aérea Pa, presión esofágica Pes, a modo de aproximación de la presión pleural Ppl. En cuarto lugar se ve la señal de volumen corriente, obtenida por integración numérica del flujo. Figura tomada de MONICLI (20).

### 8.3 MECÁNICA VENTILATORIA

El estudio de la mecánica ventilatoria se basa en el registro y análisis de las señales de la presión de vía aérea (Pva) y el flujo ( $V'$ ) además del volumen aéreo (V) que se obtiene por integración de la señal de flujo. Estas señales pueden ser analizadas en función del tiempo pero también pueden ser combinadas en gráficos de tipo XY, para extraer características funcionales de algunos eventos respiratorios. En circunstancias especiales es necesario complementar el estudio de la mecánica del aparato respiratorio con una cuarta señal: la presión pleural (Ppl). Debido a que el espacio pleural no puede ser abordado fácilmente, tomamos la presión esofágica (Pes) como un equivalente aceptable. Para la medida de Pva y Pes se usan transductores de presión aérea. El flujo aéreo puede medirse con diferentes dispositivos, siendo la neumotacografía una de las técnicas más sensibles y confiables (8, 9).

## **PRESIÓN DE VÍA AÉREA**

El análisis de la curva de P<sub>va</sub> (cm H<sub>2</sub>O) en el tiempo permite caracterizar la resultante de las fuerzas que se aplican en inspiración y espiración para el movimiento de gases dentro y fuera del aparato respiratorio. En el punto de reposo respiratorio, cuando el volumen pulmonar está a Capacidad Residual Funcional (CRF, Figura 8.5), la P<sub>va</sub> es igual a la presión alveolar y vale 0 cm H<sub>2</sub>O. A medida que progresa la inspiración, la P<sub>va</sub> disminuye debajo de 0 para volver a este valor al final de la inspiración. Estos cambios de presión son consecuencia de la acción de los músculos respiratorios. Al finalizar la contracción muscular, por la retracción elástica de las estructuras anatómicas del aparato respiratorio, la presión intratorácica se vuelve supra-atmosférica. Así se genera el gradiente de presión necesario para que el aire salga al exterior en el tiempo espiratorio. La curva de P<sub>va</sub> muestra entonces valores positivos de presión para volver nuevamente a 0, en el momento previo al siguiente ciclo respiratorio, como se muestra en la Figura 8.3 (8, 9).

## **FLUJO AÉREO**

El flujo de gas ( $V'$ , L/s) que entra o sale por la vía aérea puede ser cuantificado y representado en el tiempo. En el punto de reposo, antes del inicio de la inspiración, el flujo parte de un valor cero, que indica que no entra ni sale aire del aparato respiratorio. A medida que los músculos respiratorios se contraen, el flujo inspiratorio aumenta hasta un valor máximo que luego declina hacia el final de la inspiración. Por convención, el flujo inspiratorio se grafica con valores positivos, mientras que el flujo espiratorio se representa con valores de signo negativo. En el pasaje de inspiración a espiración el flujo aéreo pasa por un punto de flujo cero. Los puntos de cruce por cero en la señal de  $V'$  son utilizados para identificar los momentos de inicio de inspiración y de espiración. En la Figura 8.3 se ven las señales de presión y de flujo aéreo P<sub>va</sub> y  $V'$ .

## **VOLUMEN CORRIENTE**

Ya hemos definido que el volumen de aire que entra o sale en inspiración o espiración es el volumen corriente (V<sub>c</sub>, mL). A los efectos prácticos y en condiciones de normalidad, el volumen de aire que entra debe ser igual al volumen que sale. Sin embargo, fisiológicamente, estos volúmenes no son exactamente iguales debido a que la composición gaseosa es diferente en términos de concentraciones de oxígeno y de anhídrido carbónico, como consecuencia del metabolismo celular (10).

## **PRESIÓN PLEURAL**

La pleura es una membrana compuesta por dos delgadas láminas u hojas que tapizan los pulmones y la pared torácica. Entre ambas existe una escasa cantidad de líquido seroso que permite el deslizamiento de esas estructuras anatómicas durante la respiración. La presión pleural es la que se mide en el espacio comprendido entre estas membranas. Este espacio no puede ser abordado sin dañar las estructuras pulmonares

que lo comprenden. La presión del espacio pleural es negativa o sub atmosférica durante todo el ciclo respiratorio. Esto es debido a las tendencias opuestas, por un lado de la pared de tórax que tiende a expandirse y por otro del parénquima pulmonar que normalmente tiende a retraerse. Dado que los sistemas de monitoreo o medida de parámetros fisiológicos tratan de ser lo menos invasivos posibles y siendo el esófago un órgano hueco cuyas variaciones de presión siguen los cambios de presión registrados en el espacio pleural, la presión esofágica es tomada como equivalente de la presión pleural. Para obtener la medida se debe hacer llegar hasta el tercio medio del esófago, un catéter provisto de un pequeño balón de látex dentro del cual se registran las variaciones de la presión esofágica. El valor normal al comienzo de la inspiración es negativo en algunos pocos cm H<sub>2</sub>O. A medida que la inspiración progresa y que el tórax y los pulmones se expanden, la Pes se hace más negativa, alcanzando su valor más bajo al final de la inspiración. Este proceso se invierte en espiración, cuando la Pes retorna a su valor inicial. A diferencia de la Pva, la Pes nunca tiene valores de signo positivo, como se ve en la Figura 8.3 (8, 9, 11).

## INSPIRACIÓN Y ESPIRACIÓN

Las variables fisiológicas deben ser analizadas en el tiempo ya que describen los cambios propios del ciclo respiratorio. Es así que es posible identificar un momento de inicio y fin de inspiración y por lo tanto, un tiempo inspiratorio (Ti). Luego, los ciclos se suceden en el tiempo con una frecuencia que puede ser variable. De la misma forma, se identifica un punto de inicio y otro de fin de espiración que delimitan el tiempo espiratorio (Te). La suma de los tiempos inspiratorio y espiratorio conforma el tiempo total (Ttot) o duración total del ciclo ventilatorio. La duración total de un ciclo es del orden de 4 a 6 segundos. La relación “tiempo inspiratorio: tiempo espiratorio” (Ti/Te) es generalmente 1:2, vale decir que la espiración suele durar el doble que la inspiración. Otra forma de expresarlo es en términos de Ti/Ttot, cuyos valores normales son de 0.3 a 0.4.

## RESISTENCIAS AL FLUJO AÉREO

Cualquier flujo de gas que entra o sale del aparato respiratorio durante la respiración debe vencer fuerzas que se le oponen. La resistencia de la vía aérea es la relación entre el gradiente de presión aplicada sobre el flujo aéreo resultante.

$$Rva = \Delta P / V'$$

Se expresa en unidades de presión/volumen/unidad de tiempo (cm H<sub>2</sub>O/L/s).

En general, la resistencia de un elemento cilíndrico es proporcional a su longitud e inversamente proporcional a la cuarta potencia del radio r. Dado que el radio de las vías aéreas puede cambiar muy significativamente en las enfermedades con obstrucción al flujo aéreo, la resistencia de vías aéreas Rva se verá muy afectada por estos cambios (9, 12). Designando con L la longitud del elemento y con  $\rho$  su viscosidad:

$$Rva = (8 L \rho) / \Pi r^4$$

El valor de Rva es variable durante el ciclo respiratorio dado que el calibre de la vía aérea es mayor en la inspiración que en la espiración. Además, cualquier obstáculo que obstruya la luz bronquial aumentará notablemente la resistencia al flujo aéreo. En la vía aérea superior y alrededor de todo el árbol bronquial existen fibras de músculo liso que se contraen o se relajan en respuesta a diferentes estímulos fisiológicos. De esta manera se modula la velocidad del flujo aéreo a través de toda la vía aérea. Enfermedades como el asma bronquial se caracterizan, entre otras cosas, por una notable broncoconstricción por aumento del tono del músculo liso peribronquial. La medida de Rva toma entonces particular relevancia en el estudio de las enfermedades con limitación del flujo aéreo cuya disminución puede ser la consecuencia de broncoconstricción, acumulación de secreciones dentro del árbol bronquial, edema de la mucosa bronquial por el proceso inflamatorio acompañante o pérdida de la retracción elástica pulmonar en patologías como el enfisema, donde se pierde la fuerza de tracción radial sobre las vías aéreas, que las mantiene abiertas sobre todo en la espiración.

## COMPLACENCIA O RESISTENCIAS ELÁSTICAS

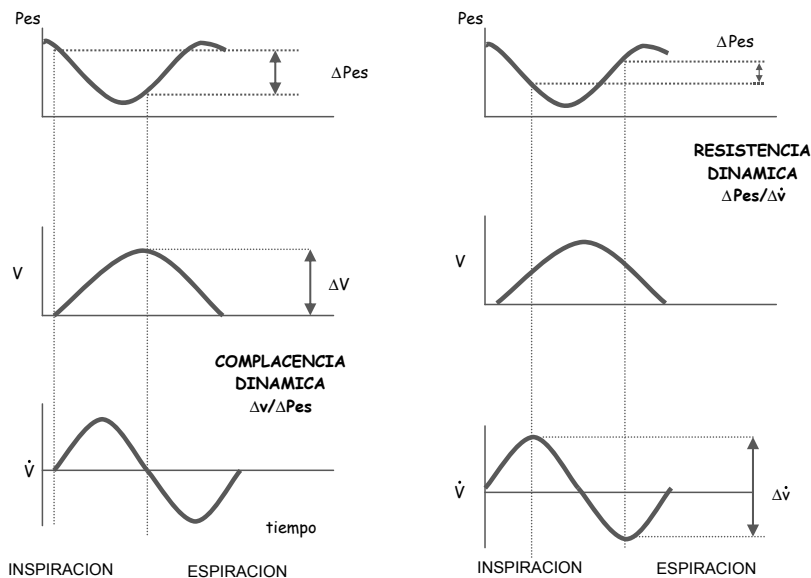
El parénquima pulmonar contiene tejido elástico. Normalmente, sacado de su compartimiento torácico que lo mantiene abierto, el pulmón tiende a colapsarse. Así, para lograr que el aire penetre en su interior durante una inspiración, es necesario vencer su resistencia elástica. Esta fuerza que se opone al movimiento de gas puede medirse a través del estudio de la **elastancia pulmonar** (presión necesaria para generar un cambio de volumen,  $E = \Delta P / \Delta V$ ) o su inversa, la **complacencia pulmonar** ( $C = \Delta V / \Delta P$ ). La complacencia  $C$  es entonces una magnitud que representa las resistencias elásticas del aparato respiratorio que se opone a la deformación de sus estructuras anatómicas. Se determina estimando el cambio de volumen producido por un cambio de presión. En términos estrictos,  $C$  debe ser medida en condiciones de estática, en ausencia absoluta de flujo aéreo, cuando las presiones pulmonares están en equilibrio. Un parénquima pulmonar afectado por un proceso patológico que sustituye sus espacios aéreos por elementos líquidos o sólidos, será un pulmón más pesado, más difícil de distender en la inspiración y por tanto, de menor complacencia. En otros términos, se requerirá mayor presión para generar el mismo cambio de volumen (9, 13). No existe un valor de complacencia que caracterice con un solo dato todo el comportamiento mecánico del aparato respiratorio ya que se distinguen la complacencia del parénquima pulmonar, la de la caja torácica y otra para el conjunto parénquima-caja torácica o complacencia del aparato respiratorio. Además, el valor de la complacencia es distinto cuando se mide a diferentes volúmenes pulmonares (en referencia a la capacidad pulmonar total), siendo menor cuando los volúmenes pulmonares son muy bajos o muy altos. Finalmente, en muchas circunstancias y por cuestiones prácticas, la complacencia no puede ser medida en condiciones estáticas y se la mide durante la respiración, sin cesación del flujo aéreo. Ello hace que la variación de la presión en el sistema sea más alta, afectando el cálculo de la complacencia.



$$C = \Delta V / \Delta P$$

La complacencia se expresa en unidades de volumen por unidades de presión (mL/cm H<sub>2</sub>O).

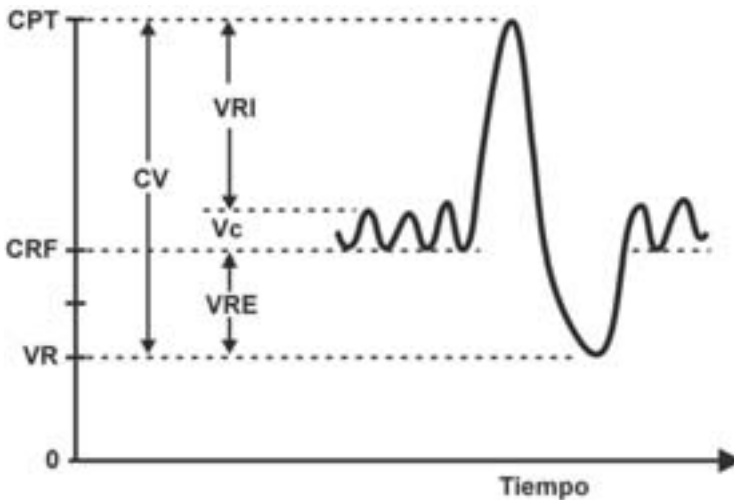
Sin recurrir a procedimientos de cálculo numérico sobre las señales, es posible determinar los valores de R y C dinámicas en forma gráfica a partir de las curvas de volumen, flujo y presión durante la respiración espontánea. En la Figura 8.4 se representan las curvas de V', V y Pes durante la respiración espontánea. Sobre la curva de V' se identifican los puntos de flujo aéreo nulo que corresponden a los puntos de inicio de inspiración y espiración. Proyectando estos puntos a las curvas de Pes y de Volumen, se obtiene un  $\Delta P$  y  $\Delta V$  que permiten calcular la complacencia pulmonar dinámica. Se toman momentos de flujo aéreo nulo porque al cesar todo flujo aéreo, el componente resistivo de la vía aérea queda minimizado y se evalúan mejor las resistencias elásticas del sistema. Sin embargo, lo ideal para medir la Complacencia es hacerlo en condiciones de absoluta estática del aparato respiratorio. Ello requiere técnicas especiales de medida (1) que no describiremos en este capítulo. Por otra parte, para calcular las resistencias de la vía aérea R, se toman medidas en los momentos en el que flujo aéreo es máximo. Se toman valores de  $\Delta P$  en la presión esofágica, para momentos de igual volumen de las curvas, correlacionando aquel cambio con la variación de flujo  $\Delta V'$ . Estos procedimientos de cálculo de R y C dinámicas fueron utilizados en la clínica y la investigación (23) hasta la generalización de equipos para su determinación automática.



**Figura 8.4 – Esquema para la evaluación gráfica de la Complacencia (C) y Resistencia (R) pulmonares dinámicas.** Se entiende por “dinámica” la situación de medida en el transcurso de la respiración, sin detenerla. Para la C se determina la  $\Delta V$  y  $\Delta P$ es en el momento de cero flujo y para R los  $\Delta V'$  y  $\Delta P$ es en momentos de flujos máximos.

## VOLUMEN Y CAPACIDAD PULMONAR

El estudio de la fisiología (y de la clínica que de ella deriva) ha definido con diversos términos los volúmenes de gas del aparato respiratorio en diferentes situaciones. El volumen residual (VR) es el que queda dentro del aparato respiratorio luego de una espiración máxima. La capacidad residual funcional (CRF) es el volumen al fin de una espiración tranquila e incluye el VR más el volumen de reserva espiratoria (VRE). La capacidad pulmonar total (CPT) (del orden de 5 litros en un adulto normal) es el resultado de una inspiración máxima voluntaria e incluye el volumen de reserva inspiratoria (VRI), el volumen corriente ( $V_c$ ), el volumen de reserva espiratoria (VRE) y el volumen residual (VR). La Capacidad vital (CV) es el volumen total de gas que puede ser exhalado luego de una inspiración máxima e incluye el VRI,  $V_c$  y VRE. La Figura 8.5 contiene la definición de los volúmenes pulmonares en una sucesión demostrativa.

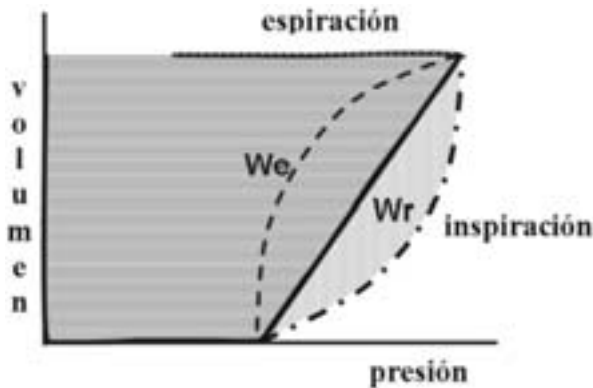


**Figura 8.5 – Volumen pulmonar y capacidades en diferentes situaciones.** En la ventilación espontánea el volumen pulmonar oscila con una amplitud llamada “volumen corriente”  $V_c$  que se suma a la capacidad residual funcional (CRF). En la señal de volumen  $V = f(t)$  se distinguen por sus siglas en español: CPT, capacidad pulmonar total; VR volumen residual y CV capacidad vital =  $CPT - VR$ . La referencia es el pulmón totalmente colapsado que constituye el cero de la gráfica. Figura adaptada de Webster (25).

## TRABAJO RESPIRATORIO

De la misma manera que el trabajo es el producto de una fuerza por la distancia recorrida, en mecánica de los fluidos y en fisiología respiratoria, el trabajo respiratorio  $W$  es el producto del volumen por la presión a lo largo de una parte o de un ciclo respiratorio completo. El trabajo se calcula como la integral del flujo aéreo por la diferencia de presión que lo provoca. Dado que la espiración es generalmente un fenómeno pasivo, sólo tiene sentido medir el trabajo inspiratorio. Ello se hace

a partir de las curvas de volumen y presión de la vía aérea en la inspiración. En un sistema de coordenadas como el de la Figura 8.6, la curva de volumen contra presión, en la inspiración, define un área cuyo tamaño representa el trabajo respiratorio. Al unir los puntos de comienzo y fin de inspiración, se define una recta  $\Delta V/\Delta P$ , que no es otra cosa que la complacencia dinámica del aparato respiratorio ( $C$ ). El sector encerrado a la derecha de esta recta es el trabajo resistivo ( $W_r$ ) o sea el trabajo necesario para vencer la resistencia de la vía aérea. El sector a la izquierda de la recta  $C$  es el trabajo elástico ( $W_e$ ) realizado para distender las estructuras del aparato respiratorio más allá de su condición de reposo (9, 14, 15). El trabajo respiratorio total ( $W$ ) es la suma de los trabajos resistivos y elásticos. Situaciones patológicas diversas pueden afectar individualmente cada uno de estos trabajos por separado o de manera simultánea como se puede apreciar en bucles de formas diversas.

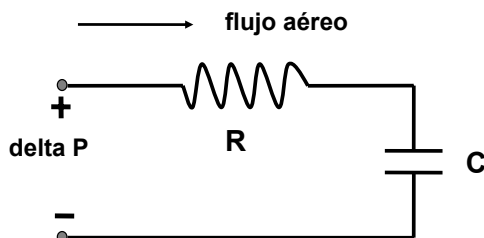


**Figura 8.6 – Bucle de Presión/Volumen.** Se construye a partir de las señales de volumen ( $V$ , integral del flujo  $V'$ ) y de diferencia de presión  $\Delta P$ . El área de la superficie rayada (vertical y horizontalmente) representa la integral del producto  $V \times \Delta P$  con respecto al tiempo, proporcional al trabajo inspiratorio  $W_e + W_r$ . El trabajo resistivo  $W_r$  se disipa en cada ciclo, mientras el trabajo elástico  $W_e$  es acumulado en las estructuras anatómicas que se deforman para luego volver a su estado de reposo.

## 8.4 MODELOS DE LA MECÁNICA VENTILATORIA

Las características fisiológicas del aparato respiratorio pueden ser representadas con diferentes modelos mecánicos. El más simple es el modelo lineal de un solo compartimiento, en el que la vía aérea es única y está conectada a un único balón elástico que representa todos los espacios aéreos y la pared torácica. En este modelo, las resistencias de la vía aérea  $R$  y la complacencia  $C$  permanecen constantes para cualquier valor de flujo o de volumen pulmonar. El producto entre ambos componentes, que caracteriza la mecánica del aparato respiratorio, es la constante de tiempo del sistema respiratorio ( $RC$ ). Este modelo con una única constante de tiempo  $RC$  puede ser de utilidad para representar la mecánica de un aparato respiratorio normal. Su aplicación en situaciones patológicas es cuestionable. El modelo  $RC$  de un compartimiento puede ser asimilado a un circuito eléctrico compuesto por

una resistencia en serie con un capacitor, por los cuales circula una corriente que equivale al flujo aéreo, mientras la diferencia de presión es asimilada a la diferencia de potencial (ddp) aplicada al circuito, como se muestra en la Figura 8.7.



**Figura 8.7 – Modelo RC de la mecánica ventilatoria.** Las resistencias de las vías aéreas R son modeladas con un resistor, la complacencia por un condensador, el flujo aéreo por la corriente y la diferencia de presión entre la boca y la pleura con la diferencia de potencial aplicada al circuito. Este modelo que no distingue los comportamientos mecánicos en inspiración y espiración no permite evaluar los matices de las situaciones patológicas. Se puede obtener un par de valores R y C para la inspiración y otro para la espiración, en forma promediada o en cada ciclo.

Para reflejar asimetrías es necesario recurrir al modelo lineal bi-compartimental formado por una vía aérea que se divide en dos bronquios conectados cada uno de ellos a un balón elástico. Este modelo sin embargo necesita medidas de flujo parcial para determinar los parámetros R y C de cada rama, que también permanecen constantes para cualquier flujo y presión. Cada parte tiene su propia constante de tiempo RC, que puede implicar que un compartimiento sea más rápido que el otro si su R o su C están alterados. Para un cambio dado de presión, el compartimiento con RC más baja se equilibrará más rápido. Este modelo puede representar mejor las situaciones patológicas en las que existe enfermedad de la vía aérea o compromiso pulmonar unilateral.

Los parámetros del modelo sin embargo no pueden ser considerados constantes a lo largo del ciclo y tampoco a lo largo de la fase inspiratoria o espiratoria. La resistencia de la vía aérea y la complacencia varían con los cambios de flujo y de volumen, fenómenos que son modelados con **circuitos de parámetros no constantes**. Una situación donde la resistencia se mantiene relativamente constante pero la complacencia va disminuyendo a medida que aumenta el volumen (“sobre-distensión”), podría representar mejor los fenómenos de las enfermedades de carácter restrictivo como el síndrome de distress respiratorio agudo o la fibrosis pulmonar.

---

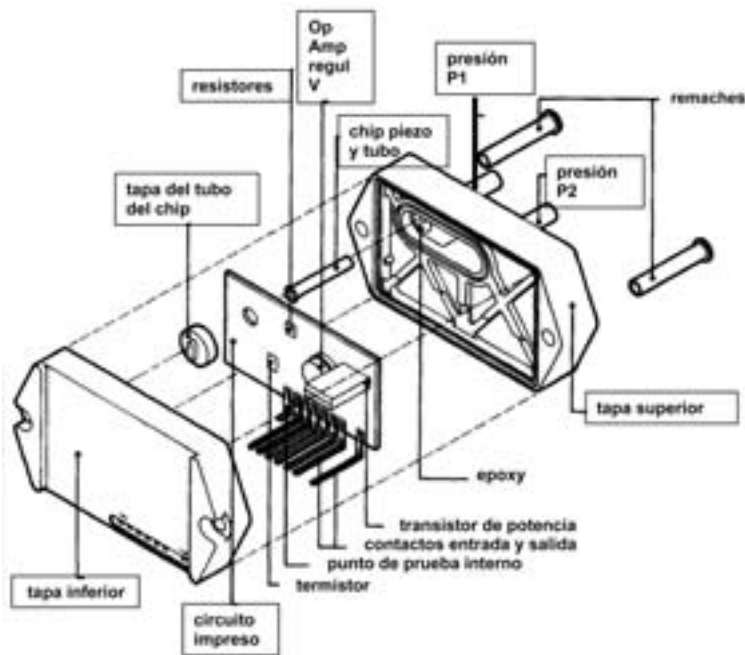
## 8.5 TRANSDUCTORES DE PRESIÓN

---

El transductor de presión es un elemento que transforma la presión en un punto determinado del cuerpo del paciente en una señal eléctrica, para ser registrada y utilizada en cálculos de los parámetros que se derivan de ella. En las medidas ventilatorias interesan las presiones de gases en el aparato respiratorio, comúnmente llamadas presiones aéreas. La conexión entre el punto de medida y el dispositivo

sensible a la presión debe hacerse con un elemento no comprimible (en el rango de presiones fisiológicas) como el agua o el suero fisiológico. Se mide por lo tanto la presión esofágica con un catéter lleno de agua en cuya extremidad se encuentra un balón de látex. La presión en las cercanías de la boca del paciente (habitualmente denominada presión “de vía aérea”) es medida directamente por el elemento sensible a la presión.

El principio de medida utilizado es el de los transductores de presión piezoresistivos, por sus características de bajo costo, tamaño pequeño, linealidad y bajo consumo, desde el momento en que fueron fabricados como circuitos integrados. Para obtener una señal proporcional a la presión (en realidad diferencia de presión) se mide la resistencia de un cristal que cambia según se lo deforma (Figura 8.8).

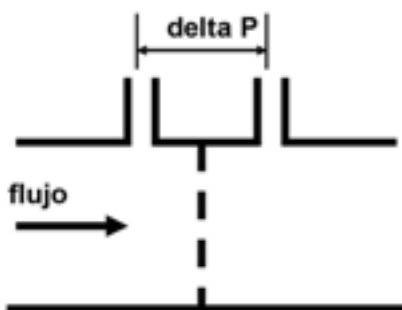


**Figura 8.8 – Transductor piezoresistivo.** Existen dos conexiones para tubos (o catéteres) que permiten someter el elemento sensible a una diferencia de presiones, por ejemplo entre la vía aérea y la atmósfera o entre ambos lados de la grilla de un neumotacógrafo. Las dimensiones de este transductor son 30 x 60 mm aproximadamente. Figura tomada del catálogo de MicroSwitch Corp,

## 8.6 EL NEUMOTACÓGRAFO

Para medir el flujo de aire se recurre al efecto que produce su pasaje por un obstáculo, que debe ser mínimo para no alterar el propio flujo objeto de la medida. El efecto es una diferencia de presión entre ambos lados del obstáculo. Se denomina “neumotacógrafo” (de *pneuma* = soplo o aire y *pneumon* = pulmón, *tacos* = rápido por velocidad y *grafos* = escribir o dibujar) el dispositivo que mide la velocidad

del aire o sea el flujo aéreo. La Figura 8.9 muestra el esquema con una de las dos construcciones posibles, mediante una simple malla, (la otra sería con un conjunto de tubos). La presión diferencial es luego medida con un transductor de presión piezoresistivo y transformada en unidades de flujo mediante una constante de calibración, propia del neumotacógrafo que es válida en un rango determinado de flujos. Por lo tanto se utilizan neumotacógrafos de calibre y malla diferentes para recién nacidos, pacientes adultos o atletas en situación de esfuerzo máximo: el flujo aéreo de un recién nacido de 2 Kg de peso es del orden de 500 mL/min mientras que el adulto llega a 15 L/min.



**Figura 8.9 – Esquema de un neumotacógrafo.** Su función es la de entregar una diferencia de presión muy pequeña provocada por el pasaje del flujo de aire por un obstáculo que no altera las condiciones de flujo laminar en el tubo. Al introducir un neumotacógrafo en serie en el circuito de ventilación de un paciente se introduce una “resistencia” adicional, cuyo valor es pequeño en comparación con las resistencias de las vías aéreas del paciente.

---

## 8.7 PROYECTO DE UN EQUIPO DE MEDIDAS VENTILATORIAS

---

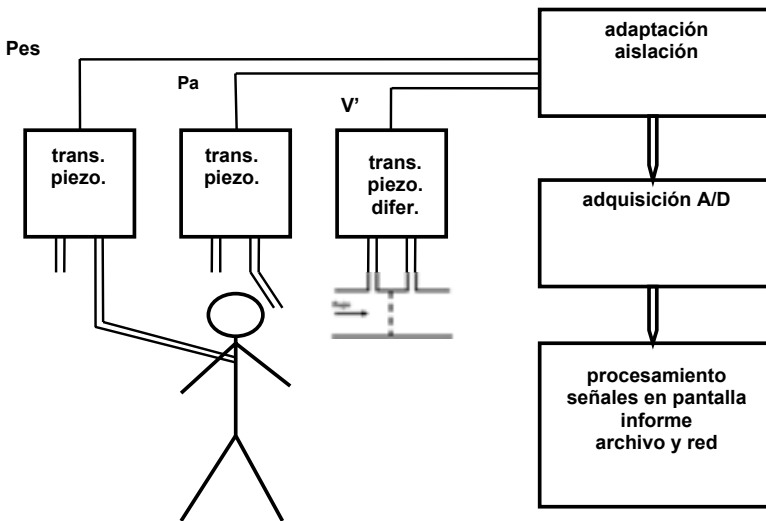
El proyecto de un equipo para la determinación automática de los parámetros de la mecánica ventilatoria pone en práctica los conceptos detallados en los párrafos precedentes en una solución segura para el paciente y útil a los fines diagnósticos, de seguimiento y de documentación. Siguiendo los pasos descritos en el capítulo 1 sobre “Proyecto”, se estudia el fenómeno a medir y se adopta el modelo RC cuyos valores podremos determinar en diferentes momentos del ciclo respiratorio, según las necesidades clínicas. En primera aproximación se calculan los valores de R y de C en inspiración y espiración, sus valores medios, el trabajo respiratorio y otros parámetros derivados de las señales fisiológicas.

Las funciones del equipo desde el punto de vista del usuario clínico son:

- Presentación en pantalla de señales adquiridas (en función del tiempo o bucles)
- Alarma (visuales o sonoras) de ausencia o deterioro de una o más señales
- Cálculo y presentación del patrón respiratorio en ventilación espontánea o mecánica

- Almacenado de señales en archivos digitales para revisión en diferido
- Generación de informes sobre el estado ventilatorio, con bucles presión/volumen y flujo/volumen
- Generación de curvas normalizadas para la historia clínica electrónica

Para cumplir estas funciones se plantea un esquema general como el de la Figura 8.10 donde se resumen los bloques funcionales del equipo.



**Figura 8.10 – Equipo para la determinación de parámetros de la mecánica ventilatoria.** Diagrama en bloques para su proyecto. La presión en vía aérea  $P_a$  es tomada en la tubuladura cerca de la boca del paciente, la presión esofágica  $P_{es}$  en un catéter colocado en el esófago del paciente; ambas presiones son medidas por transductores piezoresistivos con respecto a la presión ambiente. La diferencia de presión generada por el flujo  $V'$  que pasa por el neumatocógrafa es medida con un transductor diferencial. La adaptación e aislamiento del paciente comprende los circuitos de señal y los circuitos de alimentación eléctrica. Tomado de MECVENT (23).

El proyecto integra las siguientes partes, algunas de las cuales están disponibles en el mercado y otras deben ser desarrolladas:

- Transductores de presión: 2 transductores de presión para vía aérea y esófago (desde  $-10$  hasta  $+10$  mL  $H_2O$ ) y uno para el neumatocógrafa (hasta 2 mL  $H_2O$ )
- Neumatocógrafa para cada tipo de paciente
- Alimentación de transductores
- Adaptación y aislamiento de señales (offset y ganancia para el A/D, separación galvánica de fuente y señal, pruebas de aislamiento 3000 V y medida fugas menores de 1 microA para recién nacidos y menor de 10 microA para adultos)
- Adquisición de señales de presión y de flujo (alcanza con 8 bits, 20 muestras por ciclo @15 cpm son 300/min = 5 Hz para 3 señales son menos de 1 Kmuestras/segundo)

- Dispositivo de presentación de señales y de medidas
- Capacidad de cálculo y de coordinación (computador o microcontrolador)
- Programación (sistema de tiempo real, cálculos, informe para la Historia Clínica Electrónica, atención del operador por teclado, calibración, comunicación en la red local, LAN y bases de datos)

El proyecto de los circuitos de alimentación de transductores y de adquisición de señales contempla lo especificado en el capítulo 2 sobre seguridad del paciente, lo que implica la elección de amplificadores aislados y la disposición de elementos constructivo de tal manera que sean mínimas las corrientes de fuga y que las consecuencias de una primera falla en el equipo no sean potencialmente letales.

---

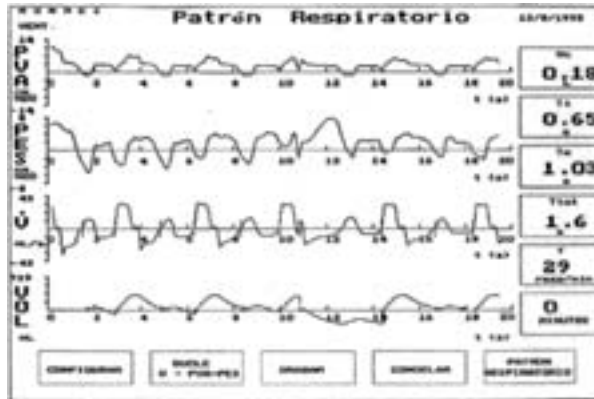
## **8.8 EQUIPOS DESARROLLADOS EN URUGUAY**

---

Desde 1985 fueron proyectadas y construidas tres versiones de MECVENT, inicialmente limitado al estudio de la mecánica ventilatoria de recién nacidos (17) quienes, al no poder cooperar con el médico en las maniobras de inspiración y espiración forzadas, demandaban equipos que pudieran operar en ventilación espontánea, por entonces inexistentes en el mercado. Esta línea de equipos, luego ampliada para medidas en pacientes adultos, permitió establecer los valores normales de resistencia, complacencia y trabajo ventilatorio pediátricos (23, 24). La empresa uruguaya SAMAY instala sistemas de medidas respiratorias para Medicina Intensiva desde 2003. A esta línea se agregan en 2006 unos ventiladores para animales pequeños y medianos. Un prototipo de monitor de señales de presiones hemodinámica, MONSE (28), fue ampliado en 1990 para incluir las señales de flujo y presión aéreas como paso intermedio para el proyecto de MONRES, monitor respiratorio con pantalla sensible al tacto (19) que muestra por primera vez en Uruguay el patrón respiratorio de pacientes ventilados o en respiración espontánea en 1995.

En la búsqueda de ampliar la disponibilidad de información colateral disponible sobre los pacientes en terapia intensiva se desarrolla en 2001 un “MONitor no invasivo de señales de uso CLÍnico para pacientes en terapia intensiva”, MONICLI (20). A las señales ventilatorias usuales se suma el registro de los movimientos torácicos, del electromiograma cutáneo (EMG) y la saturación arterial de hemoglobina por oximetría de pulso. MONICLI presta servicios desde entonces y la Figura 8.3 es la réplica de su pantalla en uso, cuyo antecedente MONRES está representado en la Figura 8.11.





**Figura 8.11 – Presentación del patrón respiratorio de un paciente en ventilación mecánica: flujo, presión de vía aérea y volumen corriente.** La señal de Volumen fue obtenida de la de Flujo integrándola numéricamente. En esta pantalla tomada de MONRES (19), se muestra el patrón respiratorio en la columna de la derecha. Comparar esta presentación con la Figura 8.3, desarrollada seis años después.

Además de la medicina intensiva, las medidas ventilatorias son de utilidad en medicina del deporte y para el seguimiento de la recuperación postoperatoria, entre otras situaciones. Se reducen las medidas ventilatorias en estos casos a la capacidad efectiva del paciente para generar presiones máximas de vía aérea en inspiración y espiración, lo que llevó a proyectar un equipo portátil de bajo costo, PREMAX (21). PREMAX incluye también la medida y el documento del “sniff” nasal, para evaluar indirectamente la fuerza muscular inspiratoria.

## 8.9 CONOCIMIENTO DE LA FUNCIÓN RESPIRATORIA

Los conocimientos sobre la fisiología de la respiración han evolucionado a gran velocidad en los últimos años. Hemos podido identificar y definir las distintas variables que gobiernan los fenómenos de la respiración. Se han cuantificado estas variables en condiciones de salud y de enfermedad. Poder medir los parámetros respiratorios nos ha dado una manera de objetivar el grado de severidad de las enfermedades y evaluar la respuesta a los tratamientos. Además, el estudio de la fisiología respiratoria ha sido la base para crear tecnologías de distinta complejidad, mediante las cuales el ser humano ha podido seguir respirando en situaciones muy adversas. Así, ha sido posible incursionar en las grandes alturas, donde la presión atmosférica y la presión inspirada de oxígeno son extremadamente bajas. Ha sido posible bucear en las profundidades de los mares, volar en aviones a miles de metros de altura y aventurarse a vivir en el espacio, más allá de los confines del planeta. Sin embargo, los mayores logros han sido en el estudio de la fisiopatología de las enfermedades del aparato respiratorio. Más aún, hemos aprendido a sustituir total o parcialmente una ventilación anormal o insuficiente, por técnicas de ventilación mecánica o artificial, apoyadas por aparatos que reproducen diferentes modos o patrones respiratorios. En

el campo de la ventilación artificial quedan todavía muchas cosas por desarrollar. Dada una situación de fallo respiratorio, es posible por ejemplo, poner en reposo los músculos del paciente y mantener el patrón respiratorio con un ventilador mecánico que provea el volumen, el flujo aéreo, las presiones y las frecuencias respiratorias necesarias. Estos equipos artificiales han tenido gran desarrollo, impulsados por nuevas tecnologías que incorporan circuitos, válvulas y sensores capaces de monitorear simultáneamente muchas variables respiratorias. En un intento de automatizar algunas funciones, como lo harían los centros neurológicos del propio paciente, han sido propuestos patrones que se retroalimentan y ajustan con información obtenida en tiempo real. Pero en el afán por crear nuevas utilidades, se han inventado opciones o modalidades nunca probadas en la práctica clínica y que por ahora, no dejan de ser curiosidades tecnológicas. Por ejemplo el control automático de los parámetros del ventilador en base a variables derivadas del pacientes ( $\text{CO}_2$ ) tiene el atractivo teórico de poder ajustar en todo momento la frecuencia respiratoria y la presión de soporte, sin que se hayan encontrado beneficios clínicos tangibles. En 1996 fue desarrollado un prototipo con estas características AUTOVENT (18), cuya utilidad fue la de demostrar que la idea teórica no tuvo el correlato de validación clínica que le diera continuidad. En este sentido, vemos que la tecnología tiene la obligación de proveer los medios para ahondar el conocimiento fisiológico antes de introducir equipamiento inédito en los departamentos clínicos.

No obstante todo lo comentado y a pesar de reconocer los grandes avances alcanzados desde los orígenes de la ventilación mecánica, creemos que aún los ventiladores más modernos siguen siendo aparatos relativamente toscos y primitivos. La mayor parte del tiempo, estos equipos reproducen de forma monótona un patrón respiratorio que no reconoce ni respeta la situación cambiante del paciente: no se adapta a las variantes de los estados metabólicos, no puede interpretar los estados de malestar, dolor o ansiedad, ni son sensibles a interactuar con el paciente para lograr la adaptación fisiológica. Muchos de los ajustes deben ser hechos por el equipo médico que determina concentraciones de gases, distribución de los tiempos, valores de presiones en vía aérea, volúmenes y flujos sobre la base de, a veces, muy poca información.

---

## 8.10 PERSPECTIVAS DE FUTURO

---

En el terreno de la ventilación mecánica, debemos pensar en aparatos más sensibles y capaces de monitorear más variables fisiológicas en tiempo real. Por ejemplo, podrían incluir la indicación de la presión parcial de oxígeno ( $\text{pO}_2$ ) o la concentración de anhídrido carbónico en aire espirado ( $\text{CO}_2$ ) y hasta integrar imágenes de distribución de agua y aire en cortes tomográficos por impedancia (22,26,27). La tendencia plausible es que, además de mostrar más variables, combinen los datos para dar respuestas inteligentes. Por otra parte, dados los riesgos de cualquier tecnología invasiva, habrá que pensar en realizar la ventilación mecánica con las técnicas menos invasivas posibles (con máscaras en lugar de tubos intratraquea-

les), reduciendo con ello las posibles complicaciones secundarias. Actualmente los equipos de ventilación son comandados por el médico con quien interactúan poco y no toman en cuenta casi para nada al paciente. Los intentos de control automático del ventilador en base a variables del paciente (18,25) esperan desarrollos mayores para lograr la adaptación del equipamiento a la fisiología del paciente. En el futuro esperamos por lo tanto aparatos que se comuniquen más con el equipo tratante y con el propio paciente, para alcanzar el objetivo de mantener la respiración. Esta comunicación podrá lograrse mediante la incorporación de pantallas (por ejemplo bucles de presión/volumen, imágenes tomográficas y sugerencias de sistema experto) en los paneles de control.

Finalmente, la tecnología también ha buscado la simplificación de algunos equipos de ventilación mecánica para permitir que, en circunstancias especiales, puedan ser usados fuera de las unidades de tratamiento intensivo. Hoy se encuentran aparatos muy simples en diferentes áreas del hospital, para el manejo de casos poco complejos. También existen aparatos diseñados para uso domiciliario, en el tratamiento de afecciones crónicas que no necesitan hospitalización por ninguna otra indicación. En este sentido, la ventilación estará asegurada por aparatos más pequeños, con mayor independencia de la red eléctrica y de fuentes de oxígeno. Se acoplarán los ventiladores artificiales con compresores de aire y concentradores de oxígeno. Se usarán baterías de mayor duración y circuitos aéreos con válvulas menos complicadas, pero sobre todo serán implementadas modalidades de ventilación más fisiológicas. Los conocimientos en mecánica respiratoria, la circulación pulmonar y el intercambio gaseoso deberán seguir integrándose y darán origen así a equipos que apoyen mejor a la función respiratoria.

---

## 8.11 BIBLIOGRAFÍA

---

- 1 West J.B. Respiratory Physiology. Ventilation, blood flow and gas exchange. In: John F. Murray, Jay A. Nadel, editors. *Textbook of Respiratory Medicine*. Philadelphia: W.B. Saunders Company, 1998: 51-89.
- 2 Milic-Emili J. Drive and timing components of ventilation. *Chest* 1976; 70:131-133.
- 3 Milic-Emili J. Recent advances in clinical assessment of control of breathing. *Lung* 1982; 160:1-17.
- 4 Piriz H Nuevos aspectos del estudio del control de la respiración. *Anest Analg Reanimac* 1986; 3:48-54.
- 5 Berger A.J. Control of breathing. In: Murray J NJ, editor. *Textbook of respiratory medicine*. Philadelphia 1988: WB Saunders, 1988: 179-196.
- 6 Curuana-Montaldo B. The control of breathing in clinical practice. *Chest* 2000; 117(205):225.
- 7 Whitelaw WA. Airway occlusion pressure. *J Appl Physiol* 1993; 74:1475-1483.
- 8 Iotti G.A. y Braschi A. Signals for respiratory mechanics measurements. In: Giorgio A. Iotti, Antonio Braschi, editors. *Measurements of respiratory mechanics during mechanical ventilation*. Rhazuns: Hamilton Medical Scientific Library, 1999: 19-35.
- 9 West J.B. Mecánica Respiratoria. In: West JB, editor. *Fisiología Respiratoria*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2002: 87-113.

- 10 West J.B. Ventilación. Cómo llegan los gases a los alvéolos. In: John B. West, editor. Fisiología respiratoria. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 2002: 11-20.
- 11 Gallagher C. Measurements of respiratory pressures. In: Martin J. Tobin, editor. Principles and practice of intensive care medicine. New York: MacGraw-Hill, Inc, 2004: 81-90.
- 12 Nunn J.F. Resistance to gas flow and airway closure. In: J. F. Nunn, editor. Applied respiratory physiology. Londres: Butterworths & Co, 1987: 46-71.
- 13 Nunn J.F. Elastic forces and lung volumes. In: J. F. Nunn, editor. Applied Respiratory Physiology. Londres: Butterworths & Co, 1987: 23-45.
- 14 Hurtado J, Mazza N. Trabajo respiratorio en Asistencia Respiratoria Mecánica. Pac Critico 1992; 5:216-228.
- 15 O'Donnell D WK. Measurements of respiratory flow and volume. In: Martin J. Tobin, editor. Principles and practice of intensive care medicine. New York: McGraw-Hill, Inc., 1998: 63-80.
- 17 Basalo S, Deambrosi H, Estol P, Piriz H y Simini F "MECVENT sistema para la determinación automática de parámetros de la mecánica ventilatoria neonatal" Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 1987.
- 18 Crego F, Giusto A, Pérez JJ, Artucio H, Rivara D, Hurtado J y Simini F "AUTOVENT control automático de la presión de soporte y de la frecuencia ventilatoria por capnografía de aire espirado", Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 1992.
- 19 Facelli MG, Gesto L, Rego R., Rivara D, Hurtado J y Simini F "MONRES monitor para medicina intensiva con pantalla sensible al tacto", Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 1995.
- 20 Alonso R, Cigarán JC, Diaz L. Hurtado J. Santos C y Simini F "MONICLI, monitor no invasivo para medicina intensiva" Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 2001.
- 21 Forellius Y, Churi N, Hodos A, Piriz H y Simini F "PREMAX equipos para la medida de presiones máximas de inspiración y espiración", Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 2003.
- 22 Hartman R, Lobo J, Ruétalo M, Olivera W y Simini F "IMPETOM-I - Reconstrucción tomográfica de imágenes de impedanciometría del tórax" Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 2002.
- 23 Estol P, Piriz H, Basalo S, Simini F and Grela C "Oro naso pharyngeal suction at birth: effects on respiratory adaptation of normal term vaginally born infants J. Perinat Med 20:297-305, 1992.
- 24 Estol, P; Simini, F; Piriz, H. Espirometría dinámica en 200 niños menores de 6 años, sin patología: una aproximación a los patrones normales. Rev. Méd. Uruguay; 13(3):191-200, 1997.
- 25 Webster J.G. Medical Instrumentation, application and design, J. Wiley, New York, third edition, 1998.
- 26 Ferreira A, Rodríguez A, Mazzara P, Nieto F y Simini F "IMPETOM-C - Obtención de matriz de impedancias del tórax" Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 2002.
- 27 González S, Liguori A, Hurtado J y Simini F "IMPETOM - Tomógrafo por impedancias" Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 2005.
- 28 Chapt L, Chapt J, Sanguinetti R, Artucio H y Simini F "MONSE - Monitor de señales para terapia intensiva" Proyecto de fin de Carrera, Facultad de Ingeniería, Montevideo, 1991.