



Editorial

El patrón ventilatorio, un viejo amigo con mucha información. ¿Cómo obtenerla?

The breathing pattern, an old friend full of information – but how do we get that information?

Joaquim Gea*, Mauricio Orozco-Levi y Juana Martínez-Llorens

Servei de Pneumologia, Hospital del Mar-IMIM, Departamento de Ciencias Experimentales y de la Salud (CEXS), Universitat Pompeu Fabra, Barcelona, CibeRes, ISCii, Bunyola, Illes Balears, España

El patrón ventilatorio es probablemente el primer registro que permitió obtener variables de función respiratoria¹. Su parámetro más simple, la frecuencia respiratoria (FR o f), es observable a simple vista y forma parte de las constantes que se determinan habitualmente en situaciones clínicas diversas². Junto con el volumen corriente (o volumen *tidal*, \dot{V}_T), constituyen las variables básicas de la espirometría simple y pueden recogerse con un simple espirómetro de tipo Tyssot. Estas 2 variables, a su vez, permiten el cálculo de al menos otras 2: a) el volumen/minuto respiratorio (\dot{V}_E o \dot{V}_I , dependiendo, respectivamente, de si el registro se realiza sobre el volumen espiratorio o inspiratorio, y equivalente a $FR \times \dot{V}_T$), y b) el tiempo total del ciclo respiratorio (T_{TOT} ; que se deriva del cociente $60/FR$). Para ir más allá se precisa de instrumentos que permitan cuantificar la duración de cada parte del ciclo, así como los períodos intermedios de apnea. En el pasado se utilizó mucho el denominado “espirómetro de agua”, en que los tiempos y volúmenes respirados se recogían a partir de los desplazamientos de un cilindro giratorio en un tanque lleno de este elemento. Sin embargo, el instrumento más utilizado en la actualidad es el neumotacómetro, que generalmente se halla integrado en un espirómetro. Entre los diferentes tipos de neumotacómetro destaca el de tipo *fleish* (basado en las diferencias de presión a ambos lados de una membrana)³, y más recientemente los modelos que se basan en una turbina, la emisión de ultrasonidos o los llamados de “filamento caliente”^{4,5}. El neumotacómetro clásico infiere el volumen aéreo a partir del flujo (volumen/tiempo) y permite registrar también la duración de cada fase ventilatoria, por lo que es posible obtener los tiempos inspiratorio (T_I) y espiratorio. Parte de la importancia de estas últimas variables radica en la información que dan sobre la duración de la actividad contráctil muscular. Así, por ejemplo, a mayor duración del T_I , mayor dificultad para mantener un determinado trabajo inspiratorio. Con las variables ya mencionadas pueden calcularse otras 2: los cocientes V_T/T_I y T_I/T_{TOT} . El

primero es una indicación de la velocidad en que se ha conseguido el volumen aéreo. Es pues una expresión del flujo pero también del impulso (*drive*) central ventilatorio. Su limitación es que, al recogerse la señal en la boca, dicho impulso se halla ya modulado por toda una serie de aferencias procedentes del propio aparato respiratorio. A su vez, el cociente T_I/T_{TOT} permite afinar más que el simple T_I la predicción de la sostenibilidad de un determinado patrón ventilatorio. Si el patrón ventilatorio se combina con otros medidores, podrá dar lugar a variables más sofisticadas, que irán ampliando progresivamente la información fisiológica sobre el individuo. Así, la adición de medidores de gases respiratorios permitirá determinar el consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$), la producción de anhídrido carbónico ($\dot{V}CO_2$) y el espacio muerto (V_D/V_T)³, mientras que la disponibilidad de presión esofágica permitirá el cálculo de la presión positiva intrínseca al final de la espiración (PEEPI, equivalente a la presión a que se inicia el flujo tras un tiempo de generación de presión inspiratoria “inefectiva”). El tema de la determinación del espacio muerto no es banal, ya que supone la diferencia entre el \dot{V}_E obtenido del patrón ventilatorio y la ventilación alveolar efectiva, que es la que realmente participará en el intercambio pulmonar de gases.

Uno de los problemas principales para determinar todo aquello que va más allá de la simple FR es la necesidad de aplicar algún dispositivo facial al paciente^{6,7}. Así, con el neumotacómetro se le deberá colocar o aprovechar (si ya lo llevara por su situación clínica) una mascarilla, un tubo de intubación, las tubuladuras de un ventilador o una boquilla^{3,6}. Esto tiene sus inconvenientes, pues la manipulación puede inducir cambios y en realidad no se estará valorando el patrón “natural” del paciente. Por otra parte, deberá ponerse cuidado en reducir al máximo el espacio muerto derivado del instrumento que se utilice.

Un abordaje radicalmente diferente es el que deriva de establecer el patrón ventilatorio a partir de los cambios en el volumen de la caja torácica y, en ocasiones, la cavidad abdominal. Las técnicas basadas en este principio han sido múltiples, desde las bandas que contienen mercurio o aire, hasta los magnetómetros o la pletismografía inductiva⁸⁻¹². Algunas de estas técnicas permiten también conocer los cambios que se producen en la

* Autor para correspondencia.
Correo electrónico: jgea@imim.es (J. Gea).

capacidad funcional residual durante una determinada situación (p. ej., ejercicio). Los magnetómetros respiratorios y la pletismografía inductiva han sido las técnicas más utilizadas. El primero se basa en la colocación de 2 pares de emisores de campo electromagnético de corriente alterna, con sus correspondientes receptores (uno en el tórax y el otro en el abdomen)¹¹. La pletismografía inductiva, por su parte, se compone de 2 cinturones elásticos (torácico y abdominal), portadores de una resistencia eléctrica. Los cambios de voltaje serán proporcionales a los del área de sección de las cavidades mencionadas⁷. Sin embargo, ambos métodos presentan dificultades de calibración para obtener un V_T fiable y exigen que tanto los magnetómetros como las bandas elásticas no se muevan durante la medición. Por lo tanto, aunque pueden ser útiles en situación basal¹³, una de sus limitaciones principales radica en que resulta dificultoso obtener registros válidos si se producen movimientos (p. ej., durante el esfuerzo). En la actualidad se emplean sobre todo en estudios de la respiración durante el sueño, para valorar los movimientos toracoabdominales durante la apnea. Sin embargo, para este propósito concreto se están viendo sustituidos progresivamente por tecnología basada en cristales piezoeléctricos. Otra técnica que no requiere la aplicación de dispositivos faciales es la tomografía por impedancia eléctrica (TIE), que permite inferir el patrón a partir de una secuencia de imágenes obtenidas por la captación de corriente alterna de baja intensidad. El artículo que Balleza et al¹⁴ publican en este número de ARCHIVOS DE BRONCONEUMOLOGÍA es continuación de un trabajo anterior¹⁵, en el que los autores compararon esta técnica con el neumotacómetro en la obtención del patrón ventilatorio en personas sanas. En dicho trabajo constataron que la TIE es una técnica prometedora, pero que todavía presenta limitaciones importantes para que pueda considerarse una alternativa válida¹⁶. Entre otras, la necesidad de tener en cuenta las características específicas de la caja torácica del sujeto que se estudia^{17,18}. En el presente trabajo¹⁴, el mismo grupo investigador ha aplicado la técnica de TIE a pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica. Estos pacientes se caracterizan precisamente por cambios geométricos en la configuración torácica, derivados de un volumen pulmonar aumentado¹⁹. De hecho los autores identifican la transferencia de monóxido de carbono, un marcador clásico del enfisema pulmonar, como una de las variables de ajuste en las discrepancias entre la TIE y el neumotacómetro para el V_T . Por el contrario, el grado de atrapamiento aéreo no parece guardar relación con dicho ajuste. Los autores señalan que por el momento, y hasta que se resuelvan de forma definitiva los problemas de calibración, la TIE podría ser sobre todo útil para el seguimiento evolutivo del patrón ventilatorio, y no tanto para la determinación de las cifras absolutas del V_T .

Finalmente, existe una opción reciente que se basa en los cambios que provoca el ciclo respiratorio en la imagen generada por las vibraciones ligadas a los sonidos pulmonares (imagen de respuesta a la vibración)²⁰. Esta técnica, que también permite conocer la distribución de la ventilación en los pulmones, precisa todavía de una validación clara para su uso en la determinación del patrón ventilatorio.

También con el propósito de evitar la aplicación facial de dispositivos se ha recurrido a los sistemas pletismográficos corporales clásicos, que se basan en un compartimiento estanco en que el paciente permanece sometido a un flujo conocido de aire, y en el que a partir de diferencias de presión se calculan los cambios de volumen pulmonar. Se utilizan fundamentalmente en modelos animales.

Como ya se ha mencionado, un tema importante en el uso de todos estos instrumentos es el de la preparación y calibración. De ellas dependerá la exactitud de las medidas. También es importante conseguir un estado estable (*steady state*) del sujeto

antes de la realización de las mediciones, para que éstas reflejen lo más fielmente posible su patrón ventilatorio basal.

Con todas las técnicas mencionadas, es asimismo importante tener en cuenta la posibilidad del uso de la telemetría. Esta tecnología permite el registro a distancia, lo que puede ser especialmente útil en estudios de sueño, en trabajos de campo que incluyan pruebas de esfuerzo fuera del laboratorio o en el seguimiento del patrón ventilatorio en el propio domicilio del paciente²¹.

Por último cabe mencionar que hay otros instrumentos que permiten conocer las variables temporales del patrón ventilatorio, aunque no son fiables respecto de los volúmenes pulmonares. Entre estos instrumentos destacan los termistores (basados en los cambios de temperatura durante el flujo aéreo en la zona perinasobucal)²². Algo parecido sucede con los diferentes registros de las presiones respiratorias (cánulas nasales, sondas esofágicas, etc.)²³.

Un tema interesante es el del estudio de los cambios que suceden en el patrón ventilatorio en respuesta a determinados estímulos. La información que se obtiene es muy útil en el estudio del control de la ventilación²⁴, y los estímulos más utilizados son los de tipo químico, a través de la respiración de mezclas hipóxicas o hipercápnicas²⁵. Las primeras suelen contener alrededor de un 10% de oxígeno y pretenden valorar la respuesta de los quimiorreceptores periféricos. Entre éstos, los situados en la carótida parecen responder de forma predominante a la presión parcial de oxígeno en sangre arterial (PaO_2), mientras que los de la aorta lo hacen al contenido total del gas (CaO_2). La hipoxia provocará el incremento de la ventilación, sobre todo a partir de valores importantes ($PaO_2 < 50-60$ mmHg) y si se mantiene estable la presión arterial de anhídrido carbónico. A su vez, los estímulos hipercápnicos, generalmente realizados con mezclas que contienen un 5-8% de anhídrido carbónico, provocan el aumento de la ventilación a través de mecanismos centrales, ligados a la zona quimiosensible del tronco cerebral. También son modulables por la presencia concomitante de hipoxia y los valores de flujo local cerebral. Mucho menos utilizados son los estímulos ventilatorios basados en provocar un desequilibrio de la homeostasis ácido/base, mediante infusión de una sustancia con un pH reducido. Alternativamente, también se puede inducir al sujeto a que de forma voluntaria intente llegar a su máxima ventilación posible. Estas técnicas permiten obtener lo que se conoce como máxima ventilación voluntaria, que es un buen reflejo de la reserva ventilatoria²⁶. Obviamente, las respuestas a todos estos estímulos dependerán de la situación del sujeto y de su capacidad para incrementar el V_E a partir del V_T (la posibilidad más eficiente), o verse forzado a depender casi exclusivamente de su FR.

Las posibles aplicaciones del estudio del patrón ventilatorio son múltiples. Además de su uso en la clínica diaria (FR) y en exploraciones habituales, como la polisomnografía, la espirometría lenta y las pruebas de esfuerzo^{27,28}, puede ser útil en el paciente hipercápnico en general, y particularmente en los afectados de hipoventilación alveolar, alteraciones de la caja torácica, obesidad extrema y enfermedades neurológicas y neuromusculares²⁹. También resulta útil en la evaluación de determinados tratamientos, como el entrenamiento muscular^{30,31} o la ventilación mecánica (invasiva o no)³², en pacientes con diversas enfermedades respiratorias.

En resumen, el patrón ventilatorio tiene una utilidad importante tanto en los estudios fisiológicos como en la clínica respiratoria diaria. Existen diferentes métodos que permiten determinar las variables del patrón ventilatorio, aunque la técnica de referencia es la neumotacometría, que requiere cierto grado de aplicación de dispositivos faciales. Para evitar la distorsión que esto último puede conllevar, se dispone de diversas técnicas alternativas. Aunque las más utilizadas han sido la magnetometría

respiratoria y la pletismografía inductiva, en los últimos años se han desarrollado nuevos instrumentos, como la imagen de respuesta a la vibración y la TIE. Esta última se halla en fase de desarrollo, pero parece prometedora si se consigue superar los problemas inherentes a la calibración.

Bibliografía

- Milic-Emili J. Recent advantages in clinical assessment of control of breathing. *Lung*. 1982;160:1-17.
- Milic-Emili G, Cajani F. Frequency of breathing as a function of respiratory ventilation during rest. *Boll Soc Ital Biol Sper*. 1957;33:821-5.
- Burki NK. Measurements of ventilatory regulation. *Clin Chest Med*. 1989; 10:215-26.
- Jones KP, Mullee MA. Measuring peak expiratory flow in general practice: comparison of mini Wright peak flow meter and turbine spirometer. *BMJ*. 1990;300:1629-31.
- Giner J. Espirometría y volúmenes pulmonares. En: Plaza V, Rodrigo JG, Casan P, García Río F, Gea Guiral J, editors. *Fisiología y biología respiratorias*. Madrid: Ergon; 2007. p. 31-9.
- Perez W, Tobin MJ. Separation of the factors responsible for change in breathing pattern induced by instrumentation. *J Appl Physiol*. 1985;59: 1515-20.
- McCool FD. Noninvasive methods for measuring ventilation. En: Roussos C, editor. *The thorax. Part B: applied physiology*. New York: Marcel Dekker Inc.; 1995. p. 1049-69.
- Wade DL. Movements of the thoracic cage and diaphragm in respiration. *J Physiol*. 1954;124:193.
- Bendixon HH, Smith GM, Mead J. Pattern of ventilation in young adults. *J Appl Physiol*. 1964;19:195-8.
- Shapiro A, Cohen H. The use of mercury capillary length gauges for the measurement of the volume of thoracic and diaphragmatic components of human respiration: a theoretical analysis and a practical method. *Trans NY Acad Sci*. 1965;27:634-49.
- Stagg D, Goldman M, Davis JN. Computer-aided measurement of breath volume and time components using magnetometers. *J Appl Physiol*. 1978;44: 623-33.
- Milledge JS, Stott FD. Inductive plethysmography: a new respiratory transducer. *J Physiol*. 1977;267:4P-5P.
- Stick SM, Ellis E, LeBoeuf PN, Sly PD. Validation of respiratory inductance plethysmography ("Resptrace") for the measurement of tidal breathing parameters in newborn. *Pediatr Pulmonol*. 1992;13:187-91.
- Balleza M, Feixas T, Calaf N, Antón D, Riu PJ, Casan P. Medición del patrón ventilatorio (PV) mediante tomografía por impedancia eléctrica (TIE) en pacientes con EPOC. *Arch Bronconeumol*. 2009;OJO CRUZADA.
- Balleza M, Fornos J, Calaf N, Freixas T, González M, Antón D, et al. Seguimiento del patrón ventilatorio en reposo mediante tomografía por impedancia eléctrica. *Arch Bronconeumol*. 2007;43:300-3.
- Nebuya S, Kitamura K, Kobayashi H, Noshiro M, Brown BH. Measurement accuracy in pulmonary function test using impedance tomography. *IFMBE Proc*. 2007;17:539-42.
- Balleza M, Fornos J, Calaf N, Feixas T, González M, Antón D, et al. Ventilatory pattern monitoring with electrical impedance tomography (EIT). Validation for healthy subjects. *IFMBE Proc*. 2007;17:572-5.
- Frerich I. Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. *Physiol Meas*. 2000;21:1-21.
- Canal M, Gea J. Enfermedades del diafragma y de los músculos respiratorios. En: Rozman C, Cardellach F, editors. *Farreras-Rozman: medicina interna*. Barcelona: Elsevier; 2008. p. 857-61.
- Dellinger RP, Smith J, Cinel I, Tay C, Rajanala S, Glickman YA, et al. Regional distribution of acoustic-based lung vibration as a function of mechanical ventilation mode. *Crit Care*. 2007;11:R26.
- Farré R. Telemedicina y enfermedades respiratorias durante el sueño: perspectivas de futuro. *Arch Bronconeumol*. 2009;45:105-6.
- Farré R, Montserrat JM, Rotger M, Ballester E, Navajas D. Accuracy of thermistors and thermocouples as flow-measuring devices for detecting hypopnoeas. *Eur Respir J*. 1998;11:179-82.
- Montserrat JM, Farré R, Ballester E, Féliz MA, Pastó M, Navajas D. Evaluation of nasal prongs for estimating nasal flow. *Am J Respir Crit Care Med*. 1997;155: 211-5.
- Folgering H. Studying the control of breathing in man. *Eur Respir J*. 1988;1: 651-60.
- García-Río F, Rojo B, Pino JM. Control de la ventilación. En: Plaza V, Rodrigo JG, Casan P, García Río F, Gea Guiral J, editors. *Fisiología y biología respiratorias*. Madrid: Ergon; 2007. p. 141-61.
- Grassino A, Gea J. Evaluación de la resistencia y fatiga de los músculos inspiratorios. En: Pino JM, García-Río F, editors. *Músculos respiratorios. Estudio de la función respiratoria*. Madrid: Sanitaria; 2000. p. 121-33.
- Benito PJ, Calderón FJ, García-Zapico A, Legido JC, Caballero JA. Respuesta de la relación volumen corriente-tiempo inspiratorio durante el esfuerzo incremental. *Arch Bronconeumol*. 2006;42:62-7.
- González-García M, Barrero M, Maldonado D. Limitación a la tolerancia al ejercicio en pacientes con EPOC a la altura de Bogotá (2.640 m). Patrón ventilatorio y gasometría arterial en reposo y en ejercicio pico. *Arch Bronconeumol*. 2004;40:54-61.
- Fregonezi GA, Regiane-Resqueti V, Pradas J, Vigil L, Casan P. Relación entre función pulmonar y calidad de vida relacionada con la salud en la miastenia gravis generalizada. *Arch Bronconeumol*. 2006;42:218-24.
- Ruiz JM, García J, Puente-Maestu L, Llorente D, Celdrán J, Cubillo JM. Efectos del entrenamiento muscular sobre el patrón ventilatorio en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica grave. *Arch Bronconeumol*. 2004; 40:20-3.
- Madariaga VB, Gáldiz JB, Manterola AG, Buey JC, Sebastián NT, Peña VS. Comparación de dos métodos de entrenamiento muscular inspiratorio en pacientes con EPOC. *Arch Bronconeumol*. 2007;43:431-8.
- Neme JY, Gutiérrez AM, Santos MC, Berón M, Ekroth C, Arcos JP, et al. Efectos fisiológicos de la ventilación no invasiva en pacientes con EPOC. *Arch Bronconeumol*. 2007;43:150-5.