

Nuevo aparato para medir la presión de oclusión

J. Belda, J. Giner, P. Casán y J. Sanchis

Unidad de Función Pulmonar. Departamento de Neumología.
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

La presión media en la boca en los 100 primeros ms de la inspiración con la vía aérea ocluida ($P_{0,1}$) es una medición indirecta de la actividad de los centros respiratorios. No existen demasiados aparatos comerciales automáticos, suficientemente validados, que permitan extender su determinación. Nuestro objetivo fue estudiar la validez y la precisión de un nuevo manómetro automatizado para medir la $P_{0,1}$ y comparar su funcionamiento con el equipo habitual utilizado en nuestro laboratorio. El aparato de nueva fabricación consta de un transductor de presión de tipo semiconductor conectado a un convertidor analógico-digital. El equipo habitual es de confección artesanal y consta de un transductor Honewell, una tarjeta analógica-digital (Data Translation DT2801) para PC IBM-compatible y una hoja de cálculo estándar. Ambos realizan un registro continuo y con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Para el estudio de linealidad, exactitud, sensibilidad y precisión se utilizaron 2 columnas de 5 y 25 cm de agua. Para la evaluación clínica, se estudiaron 33 individuos, que acudían al laboratorio para estudio de su función pulmonar. A cada uno se les realizó cinco determinaciones de la $P_{0,1}$. Los resultados del nuevo aparato mostraron una sensibilidad de 0,1 cmH₂O, una precisión expresada con el coeficiente de variación del 0% y una linealidad con un coeficiente de correlación ($r = 0,999$) respecto a ambas columnas. La diferencia media entre ambos aparatos en la evaluación clínica fue de 0,11 (0,46) cmH₂O ($p < 0,0001$). El análisis de la concordancia confirmó un sesgo en la lectura respecto al equipo habitual aunque sin significación clínica (0,08 a 0,14 cmH₂O). Podemos concluir que la comparación del nuevo aparato con el habitual dio buenos resultados y su comercialización podría permitir un uso más frecuente de la presión de oclusión en la clínica.

Palabras clave: Presión de oclusión. $P_{0,1}$.

Arch Bronconeumol 1996; 32: 410-413

Introducción

La presión de oclusión es la generada en la boca en los primeros 100 ms de la inspiración con la vía aérea

Correspondencia: Dr. J. Sanchis Aldás.
Unidad de Función Pulmonar. Departamento de Neumología.
Hospital de la Santa Creu i Sant Pau.
Sant Antoni M. Claret. 167. 08025 Barcelona.

Recibido: 20-6-95; aceptado para su publicación: 12-3-96.

A new device for measuring occlusion pressure

Mouth pressure in the first 100 ms of inspiration with the airway occluded ($P_{0,1}$) is an indirect measure of central airways activity. Few adequately validated devices are available on the market for measuring this variable automatically, impeding wider use of this measurement. Our aim was to determine the validity and precision of a new automatized manometer for measuring $P_{0,1}$ and compare the device to the apparatus normally used in our laboratory. The newly manufactured device consisted of a semiconductor type pressure transducer connected to an analog-to-digital converter. The usual apparatus used was constructed in our laboratory from a Honewell transducer, an analog-to-digital card (Data Translation DT2801) for an IBM-compatible PC and a standard spread sheet program. Both devices recorded a continuous signal at a sample frequency of 100 Hz. To determine linearity, accuracy, sensitivity and precision, two columns of 5 and 25 cmH₂O were used. For clinical assessment, 33 patients scheduled for lung function analysis were tested. Five measurements of $P_{0,1}$ were performed on each. The sensitivity of the new device was 0.1 cmH₂O; precision expressed as a variation coefficient was 0%, and linearity expressed as a correlation coefficient was $r = 0.999$ between the two columns. The mean difference between the two devices was 0.11 (0.46) cmH₂O ($p < 0.0001$). Analysis of concordance confirmed a reading bias for the new device in comparison with the usual one, although the difference was not clinically significant (0.08 to 0.14 cmH₂O). We conclude that the new device gives good results and its availability on the market may allow more frequent clinical application of occlusion pressure measurement.

Key words: Occlusion pressure. $P_{0,1}$.

ocluida. En este período se considera que la contracción isométrica de los músculos respiratorios es independiente de la voluntad del sujeto y, además, no está influida por la resistencia del sistema respiratorio, por lo que puede tomarse como una medida indirecta de la actividad neural de los centros respiratorios¹.

El procedimiento de medida actual fue descrito por Whitelaw et al¹ en 1974 y, desde entonces, no ha experimentado grandes cambios. Es una técnica sencilla,

pero requiere para su correcta interpretación de una cierta familiaridad con las bases teóricas de la prueba y de los acontecimientos que ocurren cuando la vía aérea está ocluida^{2,3}. A pesar de la utilidad de la técnica y de la sencillez de su medición, los laboratorios de función pulmonar no la utilizan como un procedimiento habitual. Paralelamente, la industria dedicada a material médico no ha ofrecido aparatos suficientemente validados y prácticos a tal fin. Por esta razón, la mayoría de determinaciones se realizan mediante material de diseño artesanal propio de cada laboratorio.

Recientemente se ha presentado un nuevo aparato, como opción ampliable de un equipo ya comercializado (DATOSPIR 500, SIBELMED, Barcelona), para la determinación de la presión de oclusión, que cumple con las especificaciones más aceptadas hasta el momento¹.

El objetivo de nuestro trabajo fue estudiar la validez y precisión del nuevo aparato y compararlo con las mediciones obtenidas por un transductor de probada calidad, adecuado para el tipo y magnitud de presiones generadas durante la maniobra de oclusión inspiratoria.

Material y método

El aparato de nueva fabricación (fig. 1) permite medir fácilmente la $P_{0,1}$ desde un menú general. El transductor de presión de tipo semiconductor (Lucas Nova Sensor, California, EE.UU.) está conectado a una salida de la misma tarjeta convertidora multifunción, soportado por un PC-IBM. Sus especificaciones de fábrica señalan una resolución de lectura de 0,1 cmH₂O, una exactitud del $\pm 0,5\%$ y una linealidad de escala entre 0 y 25 cmH₂O. Está conectado a un convertidor analógico-digital que se añade al equipo ya comercializado y proporciona sobre el monitor una gráfica de presión-tiempo. Este aparato utiliza una frecuencia de muestreo de 100 Hz, lo que implica que en 0,1 s se incluyen 10 puntos. El aparato registra de forma continua la presión, y el cálculo de un ciclo seleccionado a priori manualmente por el operador se realiza de forma automática. Tras producirse la oclusión de la vía aérea y comprobar que el flujo aéreo es de 0 l/s, el aparato selecciona los primeros 5 puntos de presión negativa. La presión de oclusión se calcula sobre una ecuación de regresión, obtenida con los cinco primeros puntos de presión negativa (subatmosférica) de la inspiración. El punto $P=0$ se obtiene por extrapolación retrógrada y la $P_{0,1}$ con la presión alcanzada en los primeros 100 ms tras él. El tiempo relativo de extrapolación sobre el total de la maniobra es del 50%. Las rectas de regresión obtenidas presentan elevados índices de ajuste a los valores de la curva de presión media (coeficiente de determinación medio $r^2 \geq 0,99$).

El equipo habitual en nuestro laboratorio consta de un transductor de presión diferencial de estado sólido Honewell, conectado a una tarjeta analógica-digital (Data Translation DT2801) en un ordenador personal (PC) compatible IBM. La tarjeta transforma la señal eléctrica de presión en valores digitales, transmitidas a un *software* estándar, que calcula la ecuación de regresión en los primeros 10 puntos negativos tras ocluirse la vía aérea y con flujo de 0 l/s. En este aparato se obtiene un registro gráfico continuo de todo el estudio para cada paciente, que se visualiza con el programa Global Lab (Data Translation Inc, Marlboro, MA, EE.UU.), en el que se selecciona de forma sencilla y visual cada maniobra, enviándonos estos datos al *software* (Lotus 123, Lotus Development Corporation, Cambridge, MA, EE.UU.) que detecta automáticamente los valores negativos. El punto $P=0$ se obtiene tam-

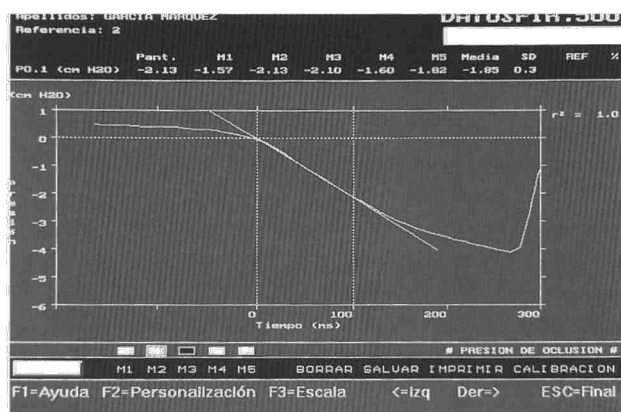


Fig. 1. Presentación del nuevo aparato sobre el equipo Datospir 500[®]. Curva ejemplo con la representación gráfica de la recta de regresión para los cálculos y el resultado de las maniobras presentada en pantalla (Param.), junto a las demás maniobras realizadas (M1 a M5), su media y desviación estándar.

bién por extrapolación retrógrada y el punto $P_{0,1}$ se mide a los 100 ms del 0. Este equipo puede calibrarse manualmente con un manómetro de columna líquida y realizar un ajuste eléctrico previo a cada paciente⁴.

Para el estudio de linealidad y exactitud de los 2 aparatos se utilizaron 2 columnas de agua de 5 y 25 cm de altura, respectivamente, cuyo tamaño y características de escala permitían discernir cambios de presión de 0,1 cmH₂O. Para la evaluación clínica se estudiaron 33 voluntarios que acudieron al laboratorio para estudio de su función pulmonar. Se utilizaron enfermos con diagnósticos diversos para conseguir un amplio margen de valores de la presión de oclusión. A todos los voluntarios se les realizó un mínimo de 5 determinaciones correctas de la presión de oclusión, según el método descrito por Whitelaw et al¹, con ambos manómetros conectados en paralelo. Los pacientes se estudiaron sentados y con la nariz ocluida. Previamente fueron instruidos sobre la naturaleza de la exploración y el tipo de maniobras, obteniendo su consentimiento informado. La $P_{0,1}$ se obtuvo a partir de la media de 5 determinaciones válidas. Las maniobras se registraban gráficamente en cada monitor y se almacenaban para poder comprobar su corrección y realizar el cálculo. La presión de oclusión se determinó después de un período de estabilidad de un minuto, realizándose series de oclusiones manuales, por medio de una válvula unidireccional de Hans Rudolph-9300 con sistema de oclusión. El registro de los valores de presión-tiempo se iniciaba desde el comienzo del período de estabilización y era continuo durante todo el estudio. El sistema era obturado en la fase espiratoria, provocándose un esfuerzo inspiratorio contra una vía aérea ocluida y abriéndose de nuevo a los 150 ms para no dificultar la inspiración del paciente. Las oclusiones se realizaron cada 30 segundos hasta el final de la exploración.

Las medidas se expresaron como la media \pm desviación típica de las lecturas. El nivel de significación fue una $p \leq 0,05$.

La exactitud del nuevo aparato fue obtenida comparando la media de las lecturas obtenidas en los voluntarios con la facilitada por el equipo habitual. Además, se determinó la linealidad de cada aparato respecto a una medida de presión fiable como son las facilitadas por 2 columnas de agua de 5 y 25 cm de altura, midiendo a intervalos de 1 mm y de 1 cm, respectivamente, lo que permitió también valorar la exactitud de las mediciones. Esta diferencia se expresó, además, gráficamente, como una función de los valores obtenidos por el equipo habitual y con el nuevo aparato. El nivel de concordancia se ex-

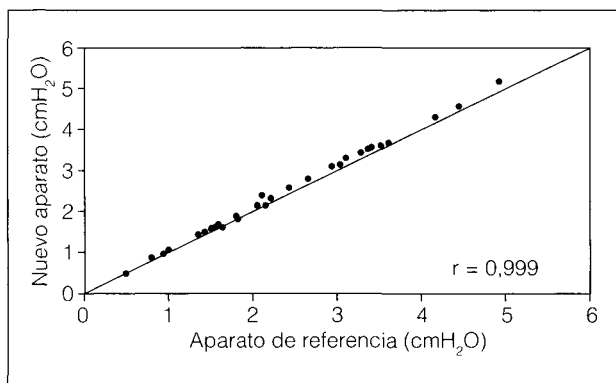


Fig. 2. Dispersión de las mediciones entre los 2 aparatos. r = coeficiente de regresión.

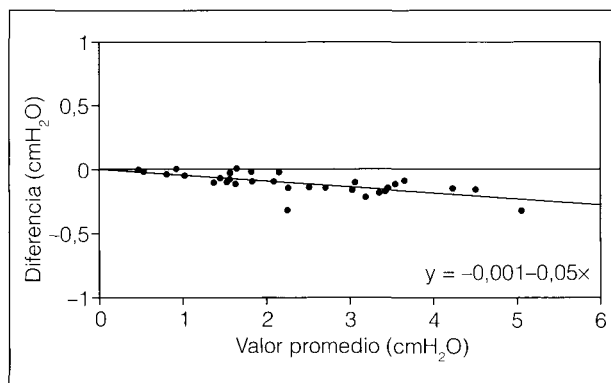


Fig. 3. Análisis de la concordancia entre ambas mediciones. Diferencia: diferencia entre las lecturas del equipo habitual y el nuevo aparato. Valor promedio: media entre ambas lecturas. La ecuación corresponde al ajuste de la recta de regresión.

presó mediante una recta de regresión capaz de corregir el error obtenido. Para este análisis se utilizó la t de Student de las diferencias, la correlación lineal de Pearson y el análisis de la concordancia.

La sensibilidad y la precisión de las medidas en cada aparato se determinó a partir del coeficiente de variación de las lecturas y se evaluó proporcionando, con la columna de 25 cmH₂O de altura, la misma señal de presión en 30 mediciones consecutivas y en paralelo. La sensibilidad se determinó midiendo la mínima señal distinguible de 0.

Resultados

La sensibilidad del aparato permitió discernir incrementos de presión de 0,1 cmH₂O. La precisión quedó expresada por la desviación típica de las 30 determinaciones consecutivas (0 cmH₂O), con un coeficiente de variación del 0%. La linealidad del equipo habitual del laboratorio mostró un coeficiente de correlación (r) de 0,99 con ambas columnas de 5 y 25 cm de agua. Los resultados del estudio de linealidad del nuevo aparato mostraron una r de 0,999 con la columna de agua, en el intervalo de 0 a 25 cmH₂O y no se observaron diferencias significativas entre la lectura del aparato y la de la columna. La linealidad estudiada a bajas presiones entre 0 y 5 cmH₂O fue totalmente ajustada (r = 1,000), lo que informa también de la exactitud del sistema de medición.

Las características antropométricas y funcionales del grupo de voluntarios sanos y enfermos que participaron en el estudio se resumen en la tabla I. La comparación de los 2 aparatos, en condiciones de trabajo, según los valores promedio de P_{0,1} se refleja en la tabla II. Las diferencias detectadas fueron estadísticamente significativas (0,11 [0,46] cmH₂O; p < 0,05), pero su significación clínica es nula. El coeficiente de variación intraindividual fue alto para ambos aparatos (23,3 y 23%, respectivamente) de acuerdo con la variabilidad observada en este tipo de determinación. En la figura 2 se muestra la distribución de las determinaciones de P_{0,1} en un sistema de coordenadas para ambos aparatos. Su coeficiente de correlación fue muy elevado (r = 0,999). La figura 3 ilustra el análisis de concordancia para la diferencia de P_{0,1}. Pue-

de observarse que, al comparar el promedio de las 2 determinaciones con la diferencia entre ambas, se establece una ecuación de regresión (y = -0,001-0,05x) con una r = -0,7 y con una diferencia favorable al nuevo aparato.

Discusión

Los resultados obtenidos muestran que la determinación de la P_{0,1} puede automatizarse de forma adecuada en el laboratorio de función pulmonar. El nuevo aparato proporciona valores de P_{0,1} superponibles a los de un manómetro extensamente probado. Con el aparato propuesto, los cálculos son automáticos y la determinación de la P_{0,1} puede realizarse de una manera muy simple y

TABLA I
Características antropométricas y funcionales de los individuos estudiados

N: 33 individuos
Sexo: 16 femenino, 17 masculino
Diagnóstico: 18 LCFA y 15 sanos
Edad: 51 (17) años
FEV ₁ (global): 2,3 (1,1) l; pacientes: 1,5 (0,8) l;
sanos: 3,2 (0,8) l
FEV ₁ (% v.r.): 75,2 (29) %; pacientes: 54,2 (21,3) %;
sanos: 100,4 (11,8) %
FEV ₁ /FVC (%): 69,5 (17) %; pacientes: 61,4 (18,7) %;
sanos: 79,2 (7,2) %

LCFA: limitación crónica del flujo aéreo; % v.r.: porcentaje de valor de referencia. Las cifras entre paréntesis corresponden a la desviación típica.

TABLA II
Diferencias entre ambos aparatos

	Aparato de referencia	Nuevo aparato
Media (DT) cmH ₂ O	2,29 (0,45)	2,34 (0,47)
Dif. media (cmH ₂ O)		0,11
(p; IC 95%)		(< 0,0001; 0,8 ± 0,14)
% CV intraindividual	23,3	23,3

Dif. media: diferencia media entre los 2 aparatos con su significación estadística; (p; IC 95%): intervalo de confianza 95%; DT: desviación típica; % CV: coeficiente de variación intraindividual expresado en porcentaje.



en poco tiempo, ya que al ser el registro continuo, las 5 mejores maniobras quedan almacenadas y calculadas automáticamente. Por lo tanto, el técnico sólo debe decidir cuándo realiza las maniobras y apuntar los resultados.

La presión de oclusión se usa poco en los laboratorios de función pulmonar porque falta una técnica que permita validar de forma irrefutable la medida. Además, se han publicado pocos estudios para obtener los valores de referencia de la $P_{0,1}$. En reposo, dichos valores oscilan alrededor de $1 \text{ cmH}_2\text{O}^{5,6}$ en sanos, y en estudios realizados con sujetos enfermos, el coeficiente de variación intraindividual es elevado⁵, por lo que no hay unos valores claramente establecidos para cada patología, y cada laboratorio debería ser cuidadoso al iniciarse en esta técnica y valorar e interpretar sus resultados.

Los datos obtenidos sobre la sensibilidad, precisión, linealidad y exactitud del nuevo aparato confirmaron los proporcionados a priori por el fabricante y permitieron la comparación con el equipo habitual en nuestro laboratorio. Para dicha comparación se utilizó el análisis de las diferencias entre las medias de $P_{0,1}$ obtenidas con ambos aparatos, el análisis de la correlación entre las mediciones de ambos y el análisis de la concordancia. Aunque la correlación entre ambos métodos fue muy alta apareció una mínima diferencia que fue significativa. La comparación a partir del análisis de la concordancia, método más adecuado para comparar 2 aparatos que miden la misma variable, permitió valorar dicha diferencia. La representación gráfica obtenida mostró una dispersión de puntos que seguía una distribución lineal y que se ajustaba a un modelo de ecuación. De esta forma, la diferencia apreciada podría compensarse a partir de esta evaluación. Los valores obtenidos con el aparato

automático eran superiores a los habitualmente obtenidos en el laboratorio, pero al considerar el intervalo de confianza de dicha diferencia ($0,08 \pm 0,14$) se apreciaba que era totalmente irrelevante desde un punto de vista clínico.

Por lo tanto y en conjunto, se puede indicar que el nuevo aparato es sensible, preciso, útil y fácil de manejar para la medición sistematizada de la $P_{0,1}$. La comparación con nuestro equipo habitual dio buenos resultados para su uso clínico; aunque su lectura difiera levemente, en la actualidad no podemos evaluar de otra forma su exactitud al carecer de una prueba de referencia exacta. Por lo tanto, y en nuestra opinión, su disponibilidad puede suponer que la estimación de la actividad neuromuscular de los centros respiratorios será más frecuentemente utilizada en la clínica.

BIBLIOGRAFÍA

1. Whitelaw WA, Derenne JP, Milic-Emili J. Occlusion pressure as a measure of respiratory center output in conscious man. *Respir Physiol* 1975; 23: 181-199.
2. Cherniack NS, Lederer DH, Altose MD, Kelsen SG. Occlusion pressure as a technique in evaluating respiratory control. *Chest* 1976; 70 (Supl): 137-141.
3. Whitelaw WA, Derenne JP. Airway occlusion pressure. *J Appl Physiol* 1993; 74 (4): 1.475-1.483.
4. Belda J, Giner J, Casán P, Mayos M, Sanchís J. Determinación automatizada de la presión de oclusión. *Arch Bronconeumol* 1994; 30 (Supl 1): 103-104.
5. Burki NK, Mitchell LK, Chandhary BA, Zechman FW. Measurement of mouth occlusion pressure as an index of respiratory center output in man. *Clin Sci Mol Med* 1977; 53: 117-123.
6. Scott GC, Burki NK. The relationship of resting ventilation to mouth occlusion pressure. An index of resting respiratory function. *Chest* 1990; 98: 900-906.