

Dinámica de la espiración forzada estudiada por pletismografía corporal

Doctores J. A. Estada y M. A. Mosquera

Es evidente el interés que presenta el estudio de la espiración forzada en los casos de síndrome obstructivo y en los de síndrome restrictivo por aumento de la elastancia pulmonar. La información obtenida por los métodos clásicos de medida de volúmenes espirados en función del tiempo es bastante pobre, y únicamente la medida del Vems. y del índice de Tiffenau han resultado ser de utilidad.

Con el desarrollo del neumotacógrafo (1) y con ayuda de la instrumentación electrónica ha sido posible obtener el flujo o velocidad del aire en función del tiempo (neumotacograma) y, por integración y diferenciación, respectivamente, el volumen y la aceleración en función del tiempo (figura 1). Son de interés los picos de las curvas de flujo y aceleración descritos por sus coordenadas y referidos como flujo máximo, flujo de oclusión, aceleración máxima (positiva) deceleración máxima (negativa). (2) Pero más interesante que referir estos valores al parámetro tiempo es hacerlo respecto del parámetro volumen y construir así las curvas flujo-volumen y aceleración-volumen. En particular, la curva flujo-volumen, con su forma tan característica se muestra muy útil en el estudio de la aspiración forzada y pone de manifiesto otro parámetro que no se hacía ostensible en las otras curvas: el llamado flujo crítico

(3) —que no tiene dimensiones de flujo, sino de frecuencia (figura 2).

La interpretación de todos estos paráme-

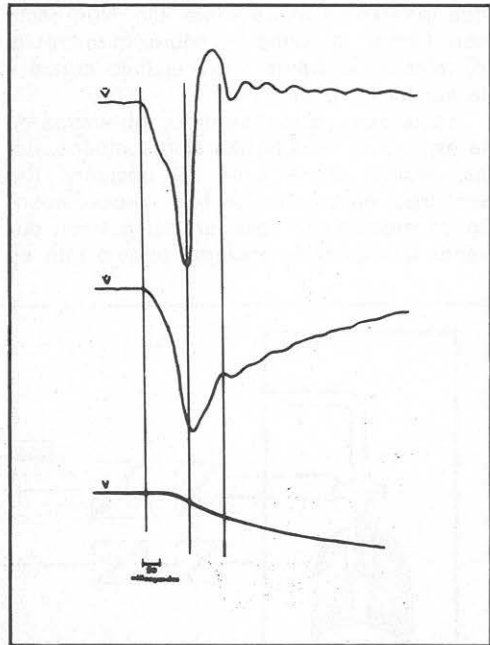


Figura 1.—Registro simultáneo en función tiempo de la aceleración, el flujo y el volumen de aire espirado.



Figura 2.—Diagrama compuesto flujo-volumen. El trazo se inscribe de derecha a izquierda. La última porción de registro es prácticamente lineal y su pendiente media es el flujo crítico.

tros y de las formas de las curvas obtenidas es suficientemente conocida como para que insistamos ahora sobre ello. Nos basta con llamar la atención sobre la estrecha correlación existente entre el flujo crítico y la elastancia pulmonar.

Hasta aquí, todos los datos obtenidos de la espiración forzada han sido tomados, por así decirlo, de la boca del paciente. Sin embargo, no es éste un buen procedimiento de medida del volumen del pulmón durante la espiración forzada, puesto que en

ella la musculatura ejerce tal presión sobre el pulmón que el aire contenido en él se ve comprimido muy apreciablemente antes de ser expulsado y durante la expulsión, en contra de las resistencias de vías aéreas primero y del mecanismo de obstrucción bronquiolar después. Dado que la resistencia de vías aéreas es un parámetro dependiente de la retracción pulmonar (4) (5) y que el mecanismo de obstrucción bronquiolar se inicia a partir del llamado "punto de igual presión", que a su vez depende de la retracción pulmonar (6), vemos la conveniencia de referir los flujos de aire y las aceleraciones al volumen actual del pulmón, no al volumen de aire espirado.

El procedimiento para medir las variaciones de volumen del pulmón es medir las variaciones de volumen del tórax por medio de un pletismógrafo corporal. De entre los diversos tipos usuales, Van de Woestijne y Bouhuys (7) encuentran apropiado para este estudio el pletismógrafo abierto (impropiamente denominado de presión constante) diseñado por Mead (8) al que le introducen ciertas correcciones.

Nosotros hemos utilizado con resultados muy satisfactorios el pletismógrafo cerrado o de volumen constante, al que consideramos más apropiado para mediciones a frecuencias altas, tales como las que se producen en una espiración forzada, (9). El sistema de medición utilizado es el de pletismógrafo absoluto, con comunicación directa entre los pulmones del paciente y el exterior de la cabina, como puede verse en la figura 3, en la que también se aprecia

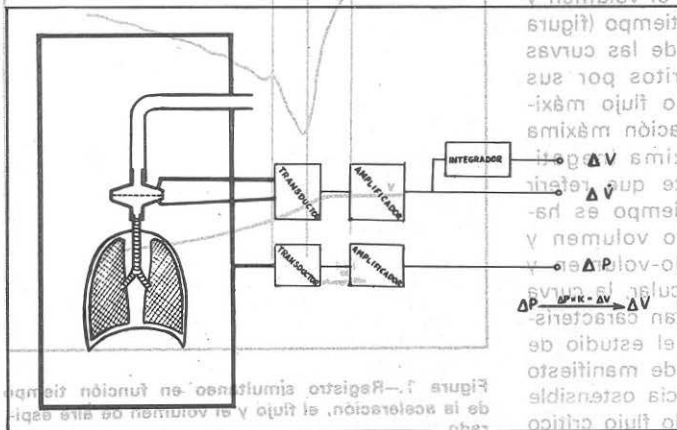


Figura 3.—Disposición práctica de medida empleada. Arriba el sistema de registro neumotográfico. Abajo el pletismográfico.

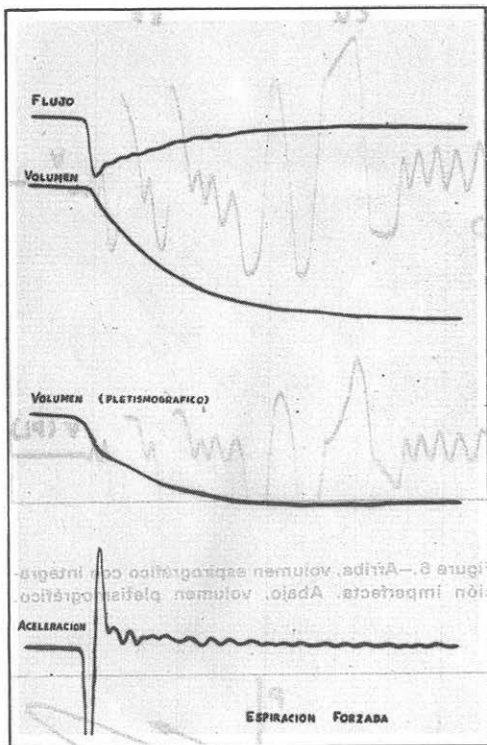


Figura 4

la contraposición entre los procedimientos —neumotacográfico y pletismográfico— para la medida de las variaciones de volumen de aire espirado y de tórax.

Por el procedimiento neumotacográfico medimos la variación de flujo aéreo (ΔV) y por integración electrónica el volumen de aire espirado (ΔV). Por el procedimiento pletismográfico medimos la variación de presión en la cabina hermética (ΔP), que es una medida de la variación de volumen habida en su interior (ΔV), ya que, para una variación rápida de volumen, como la que produce una espiración forzada, la transformación termodinámica del aire es adiabática, según demuestran Bargeton y Barres (10), y la fórmula que relaciona las variaciones de volumen con las de presión es:

$$\Delta V = \frac{V_0}{P_0} \frac{\Delta P}{\gamma}$$

donde V_0 es el volumen inicial de la cabina, P_0 es la presión atmosférica del día y γ es el cociente entre los calores específicos a presión constante y a volumen

constante y vale 1,4 para los gases diatómicos y para el aire.

La figura 4 es un registro simultáneo de flujo, volumen de aire espirado, volumen de tórax y aceleración en una persona sana. Es de destacar la inflexión que se observa en el volumen torácico, coincidente con la máxima deceleración y con el punto de oclusión en el flujo. Este punto coincide con la primera oclusión de los bronquiolos y es inapreciable en el registro del volumen espirado. Vale decir que el tórax se mueve rápidamente hasta ese punto, comprimiendo en los pulmones el aire que todavía no ha logrado salir por la boca, y a partir de entonces se mueve más lentamente, mientras que el registro del volumen espirado es mucho más continuo y suavizado.

No obstante, todos sabemos que en los pacientes obstructivos, y sobre todo en enfisematosos avanzados, se aprecia en el registro del Vems una inflexión que puede ser muy marcada, por lo que es de esperar que todavía se haga más patente en el registro del volumen torácico, con una mayor compresión de aire en el interior de los pulmones.

Con el fin de poder medir con exactitud el volumen torácico con el pletismógrafo lo hemos calibrado con las variaciones de presión producidas por la introducción y extracción de un litro de aire con una jeringa previamente medida y ajustada. La figura 5 es un registro de la presión de cabina producida por esta maniobra. A la variación brusca de presión producida por la variación brusca de volumen sigue una variación lenta de sentido contrario que acaba estabilizándose a la presión inicial. Esta variación lenta es debida a la presencia de fugas inevitables en la cabina, tiene forma de exponencial decreciente con una constante de tiempo τ 1,95 segundos y va a alterarnos la medida de la presión introduciendo una atenuación y un desfase a distintas frecuencias. El sistema de medición pletismográfica se va a comportar como un filtro paso alto que reproduce bien las altas frecuencias y las variaciones rápidas, pero que atenúa y desfasa las bajas frecuencias y las variaciones lentas. El error de la medida es tanto más considerable cuanto más lenta sea la perturbación y tanto más despreciable cuanto más rápida, al revés que

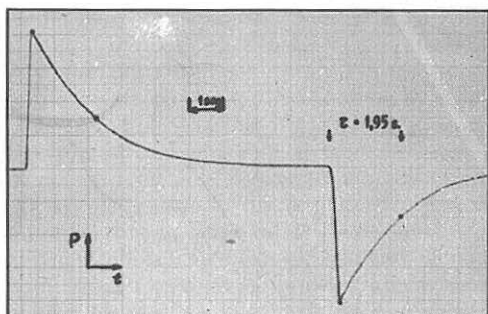


Figura 5.—Registro de la presión producida por una variación brusca del volumen de la cabina en un litro. La constante de tiempo es el tiempo necesario para reducir el salto brusco inicial a un valor del 36 por 100 o $1/e$. ("e" es la base de los logaritmos neperianos y vale 2,71.)

en el caso del pletismógrafo abierto de Mead en el que el error crece con la frecuencia de la respiración porque se comporta como un filtro paso bajo. Es por eso por lo que consideramos la disposición por nosotros adoptada como la más apropiada para hacer el estudio de la espiración forzada (variación rápida) mientras que no lo es para el estudio de la capacidad vital (variación muy lenta). La figura 6 es un registro de volúmenes que varían lentamente; el error en el volumen torácico es del mismo tipo del que se produce en el registro del volumen aspirado cuando la integración electrónica se realiza con una constante de tiempo finita en lugar de infinita, como debe ser. Esto último abunda en nuestra idea de que el sistema adoptado para medir volumen torácico se comporta como un filtro paso alto.

La figura 7 es un registro compuesto en el que las abscisas representan volumen espirado y las ordenadas volumen torácico. Está obtenido de una persona sana que respira a una frecuencia de 21 resp/min. Si no hubiese ninguna atenuación ni desfase, el registro sería una recta inclinada 45 grados, pero el desfase inherente al procedimiento de medida abre el lazo y la atenuación inclina el eje de la elipse en un ángulo ligeramente distinto. El ángulo de desfase φ se puede medir fácilmente, ya

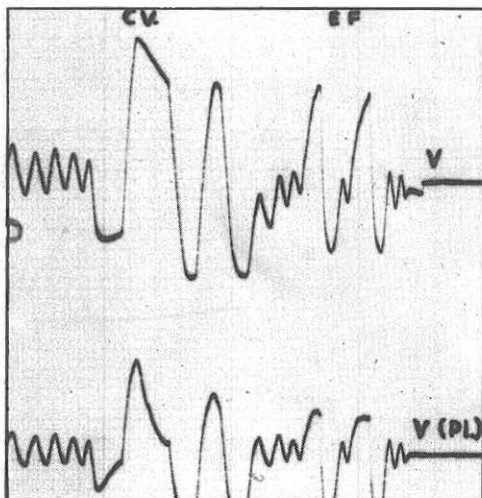


Figura 6.—Arriba, volumen espirográfico con integración imperfecta. Abajo, volumen pletismográfico.

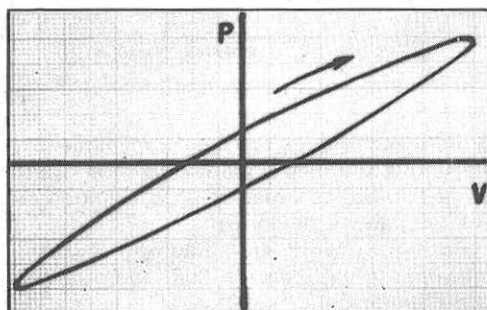


Figura 7.—Diagrama compuesto volumen-volumen. En abscisas, volumen espirográfico. En ordenadas, volumen pletismográfico. El lazo abierto indica un desfase entre ambos. El seno del ángulo de desfase es el cociente entre la distancia comprendida entre los dos cortes de la elipse con el eje de abscisas y la anchura total de la elipse.

que su seno es el cociente entre los segmentos OA y OB. Al incrementarse la frecuencia respiratoria tanto la atenuación como el desfase hacen menores y el lazo se hace más cerrado. Es curioso observar que, aun cuando el desfase sea todavía

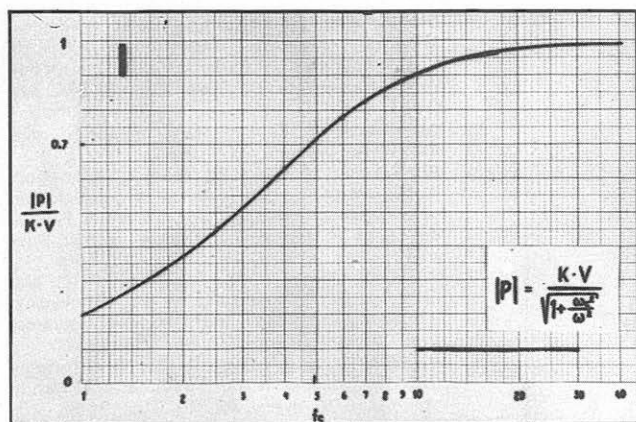


Figura 8.—Atenuación en función de la frecuencia respiratoria. A la frecuencia de corte ($f_c = 4,9$ resp./min.) el volumen medido es 0,7 del real. Para las frecuencias usuales respiratorias la atenuación está comprendida entre 0,9 y 0,99. En espiración forzada el error es menor del 1 por 100.

apreciable, la atenuación es ya despreciable.

La forma en que varían ambos parámetros con la frecuencia viene representada en las figuras 8 y 9, en las que es la pulsación respiratoria ($\omega = 2\pi$ frecuencia) y ω_c la pulsación correspondiente a la frecuencia de corte f_c y se relaciona con la constante de tiempo τ medida en la figura 5 por la fórmula:

$$\omega_c = \frac{1}{\tau}$$

Las figuras 10 y 11 con casos normales y patológicos estudiados por ambos métodos, similares a las obtenidas por Ingram y Schilder (II) y cuyo comentario figura al pie.

En resumen, si bien por su simplicidad el método de determinación volumétrica a partir de la integración del flujo aéreo puede seguir siendo utilizado en forma rutinaria para la determinación de la relación flujo-volumen en la espiración forzada, ha de ser tenido bien en cuenta el error que se comete por la reducción de volumen dependiente de la compresión de la masa aérea intratorácica.

BIBLIOGRAFIA

1. Fleisch, A.: "Le Pneumotechograph". *Helv. Physiol. pharmacol. Acta*, 14, 363, 368 (1956).
2. Takishima, T.; Grimby, G.; Graham, W.; Knudson, R.; Macklem, P. T., y Mead, J.:

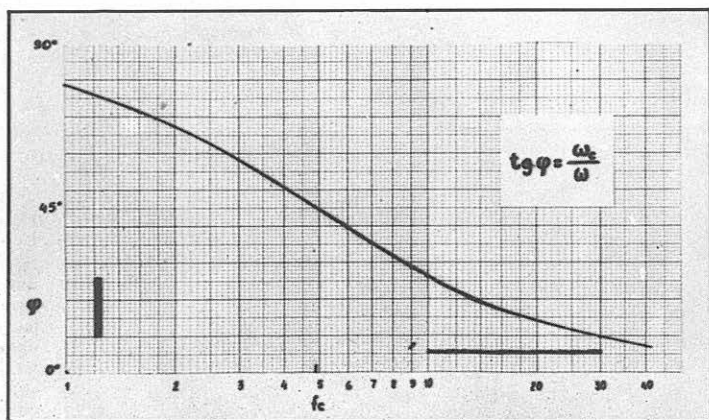


Figura 9.—Desfasaje en función de la frecuencia. Para frecuencias respiratorias el desfasaje oscila entre 10° y 26° . Es por lo tanto apreciable, aunque la atenuación sea ya despreciable.

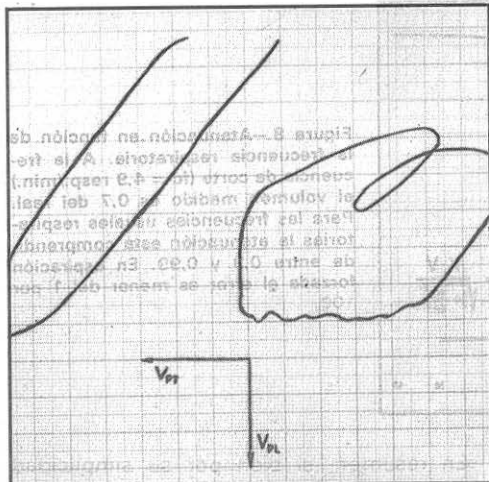


Figura 10.—A la izquierda, registro volumen-volumen en una persona sana en espiración forzada. A la derecha, el mismo registro en un caso de enfisema. Mientras en el individuo normal hay una proporcionalidad entre ambos volúmenes y sólo muy al final de la espiración el volumen pletismográfico varía menos que el espirográfico, en el caso patológico se observa una variación proporcional sólo en la primera parte de la espiración. La segunda parte de la espiración se produce sin que casi varíe el volumen pletismográfico (volumen del tórax) mientras sigue aumentando el volumen espirado. En la primera parte de la espiración se produce una compresión isoterma del aire comprendido en los pulmones (12); parte del aire sale por la boca, pero el resto se ve comprimido. En la segunda parte de la espiración, el aire que había sido comprimido continúa saliendo aunque el tórax ya no se mueva.

"Flow-volume Curves During Quiet Breathing, Maximum Voluntary Ventilation, and Forced Vital Capacities in Patients with Obstructive Lung Disease. *Scand. J. Resp. Dis.* 48, 384, 393 (1967).

- Dayman, H.: "The Expiratory Spirogram". *Am. Rev. Resp. Dis.*, 83, 842 (1961).
- Fry, D. L., and Hyatt, R. E.: "Pulmonary Mechanics. A Unified Analysis of the Relationship Between Pressure, Volume and Gas Flow in the Lungs of Normal and Diseased Human Subjects". *Amer. J. Med.*, 29, 672, 689 (1960).
- Mead, J.; Turner, J. M.; Macklem, P. T., and Little, J. B.: "Significance of the Relationship Between Lung Recoil and Maximum Expiratory Flow". *J. Appl. Physiol.*, 22, 95, 108 (1967).
- Hyatt, R. E., and Wilcox, R. E.: "The Pressure Flow Relationship of the Intrathoracic Airway in Man". *J. Clin. Invest.*, 42, 29, 39 (1963).
- Van de Woestijne, K. P., and Bouhys, A.: "Spirometer Response and Pressure Correction in Body Plethysmography". *Progress in Respiration Research, in Body Plethysmography*, vol. 4, páginas 64-74, Karger, Basel/New York, 1969.
- Mead, J.: "Volume Displacement Body Plethysmograph for Respiratory Measurements in Human Subjects". *J. Appl. Physiol.*, 25, 736, 740 (1960).
- Mc Call, C. B.; Hyatt, R. E.; Noble, F. W., and Fry, D. L.: "Harmonic Content of Certain Respiratory Flow Phenomena of Normal Individuals". *J. Appl. Physiol.*, 10, 215, 218 (1957).
- Bargeton, D., and Barrés, G.: "Time Characteristics and Frequency Response of Body Plethysmograph". *Progress in Respiration Research, on Body Plethysmography*, vol. 4, páginas 2, 23, Karger, Basel/New York, 1969.
- Ingram, R. H. (jr.), and Schilder, D. P.: "Effect of Gas Compression on Pulmonary Pressure, Flow and Volume Relationship". *J. Appl. Physiol.*, 21, 1821, 1826 (1966).
- Nolte, D.: "Experimental Studies on the Existence of Isothermal Conditions in the Human Lung". *Progress in Respiration Research, on Body Plethysmography*, vol. 4, páginas 102, 108, Karger, Basel New York, 1969.

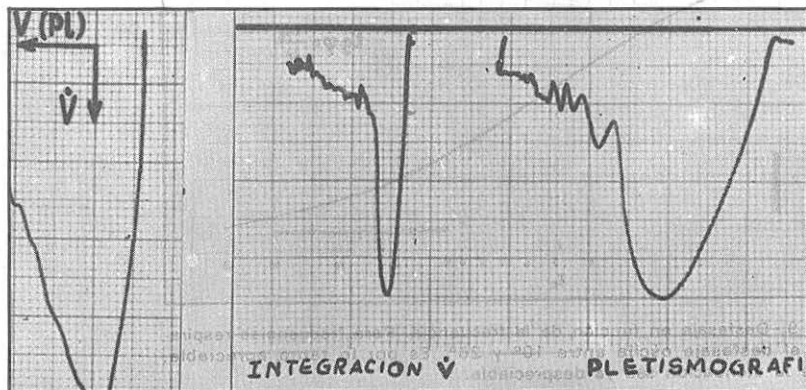


Figura 11.—Registro flujo-volumen pletismográfico en una persona sana. Comparación de los registros flujo-volumen por ambos procedimientos en un caso patológico.