



DETERMINACION DEL VOLUMEN DE TEJIDO Y FLUJO PULMONAR POR REINHALACION CON ESPECTROMETRIA DE MASAS

N. GONZALEZ MANGADO, J.A. BARBERA I MIR, J. VALLEJO GALBETE
y F. LAHOZ NAVARRO

Sección de Fisiopatología Respiratoria. Servicio de Neumología.
Fundación Jiménez Díaz. Clínica de Ntra. Sra. de la Concepción.
Madrid.

Se efectuó la medición, con la técnica de reinhalación y medición por espirometría de masas, del volumen de tejido (V_t) y flujo pulmonar en cuatro sujetos, a los cuales se les efectuaron las pruebas en diferentes condiciones y con gases distintos (C_2H_2 ; DME y CO_{10}). Se valoraron con cuatro métodos y a diferentes intervalos. Se usó material europeo de bajo coste, para el que se describen algunas adaptaciones. Los autores encuentran coeficientes de varianza para el V_t similar a otros autores con los métodos habituales, sin notar influencias importantes derivadas del nivel de ventilación, pero influidos por el nivel del volumen alveolar al que se inicia la prueba. Los valores con el DME eran discretamente más bajos que los del C_2H_2 .

Se demuestra una marcada correlación entre los flujos pulmonares medidos con cualquier método y el nivel de frecuencia o ventilación al que se efectuó la prueba.

Se recomienda para futuros estudios el método de Petrini et al, tanto por su más fácil cálculo, como por permitir el efectuarse a más baja frecuencia.

Arch Bronconeumol 1985; 21:160-166

Introducción

En 1959 Cander y Forster¹, desarrollaron un método para determinar el volumen de tejido (V_t) y flujo capilar pulmonar de un modo incruento, basado en la absorción de gases solubles. El método bastante engorroso fue modificado posteriormente por dos grupos de trabajo, el de Sackner² y el de Petrini y Peterson^{3,4} con la técnica de reinhalación. Esta técnica ofrece diversas ventajas sobre la de respiración única, ya que sólo es necesaria una ma-

Determination of pulmonary tissue volume and blood flow by rebreathing with mass spectrometry

Tissue volume (V_t) and pulmonary flow were determined using rebreathing and mass spirometry in four individuals who were tested under different conditions and with different gasses (C_2H_2 ; DME and CO_{10}). Evaluations were done with four methods and at different intervals. Low cost european material was used and adapted. Results are in agreement with those of other authors using conventional V_t measurement methods without the ventilation level influencing results although alveolar volume at the start of the test did influence findings. DME values were slightly lower than C_2H_2 values.

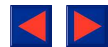
There was marked correlation between pulmonary flow measured with different methods and the level of frequency or ventilation at which determinations were done. Petrini et al.'s method is recommended for studies of this type, both because its easier to calculate and can be done at lower frequency.

niobra para el cálculo (recientemente se ha desarrollado una técnica de respiración única que requiere una sola maniobra⁵), permaneciendo el volumen alveolar constante a lo largo de la prueba, que puede medirse directamente y existiendo un mejor mezclado entre los gases a analizar y el gas alveolar.

Entre los inconvenientes atribuidos a las técnicas de reinhalación están la influencia del espacio muerto anatómico^{3,6} y de la hiperventilación^{4,7} en la medición de los parámetros.

Estudiados conjuntamente, los resultados del volumen de tejido medidos por la técnica de Sackner (MPZF) o por la de Petrini (ETDS), no han demostrado ser significativamente distintos, mientras

Este trabajo ha sido realizado en parte con una ayuda del Fondo de Investigaciones Sanitarias de la Seguridad Social.
Recibido el 14-5-1984 y aceptado el 8-3-1985.



que el flujo capilar medido con la técnica MPZF proporciona resultados mayores, aunque mantiene entre sí una buena correlación⁸. La variabilidad de la técnica ETDS (8 %) es menor que la reportada con la de MPZF (18 %), aunque el coeficiente de varianza entre ambos métodos se reduce significativamente cuando los datos se toman de forma agrupada y no individual⁸.

El método ETDS está más afecto por las desigualdades ventilación/perfusión, mientras que en el método MPZF el efecto de la recirculación del gas es mayor⁶. Con ambos métodos el volumen del tejido y el flujo capilar aumentan discretamente al aumentar el volumen alveolar^{6,9}. Los propósitos de nuestra investigación en el presente trabajo han sido los siguientes: 1) Desarrollar las dos técnicas de reinhalación con material europeo de bajo coste. 2) Comparar ambas técnicas. 3) Valorar la utilidad de métodos intermedios de medición. 4) Analizar la influencia de distintas modificaciones en la ejecución de la prueba (volumen inspirado, frecuencia de reinhalación, etc.).

Material y métodos

Material: Hemos utilizado un analizador de gases por espectrometría de masas (Centronic-200 MGA) de 8 canales independientes y seleccionables a voluntad para gases desde 2 a 200 unidades de peso molecular. El analizador tiene un tiempo de respuesta menor de 100 ms para el 90 % de la señal, con un tiempo de retraso de capilar de 20 ms a un flujo de análisis de 20 ml/min y una sensibilidad de 0,3 mol % (argón). Dispone de un osciloscopio para analizar visualmente los picos y morfologías de las diferentes señales, como ayuda para una correcta sintonización.

Se registraron las señales en un inscriptor de 4 canales (Rikadenki R-14) con una velocidad de desplazamiento de las plumillas mejor que 160 mm/100 ms, una precisión de $\pm 0,25$ % de la escala total y una sensibilidad mínima de 1 mV/250 mm (error máximo de $\pm 0,1$ % de la escala). Los cambios volumétricos se registraron en un quimógrafo (Morgan).

Los valores fueron medidos manualmente del registro gráfico e introducidos en un ordenador personal programado por nosotros para el cálculo de los parámetros de acuerdo a las fórmulas de los distintos autores^{2,3}. Este programa nos permite valorar diferentes intervalos, obtener los resultados estadísticos de las rectas de regresión y examinar visualmente tanto los puntos como la recta de regresión en la pantalla del monitor para los diferentes gases (figs. 1, 2 y 3).

La prueba se efectuó con el método de reinhalación en una bolsa de neopreno de 5 l de capacidad, encerrada en una caja hermética de metacrilato transparente conectada al espirómetro.

Análisis: Se utilizó una mezcla de gases con 1 % de acetileno (C_2H_2) y dimetiléter (DME) como solubles en la técnica de Petri³ y el 1 % de acetileno con 0,3 % de CO_{18} para la de Sackner² (sumonistradas por la S.E.O.). Como gas insoluble utilizamos el helio o argón, siendo preferible este último por su menor costo, su mejor relación señal/ruido y su más adecuada difusión gaseosa en relación con los demás gases.

Análisis del acetileno. Este gas tiene un peso molecular de 26 y su pico sale bastante nítido y bien diferenciado del más próximo, el nitrógeno (P.M. = 28), la única precaución que tuvimos fue ajustar la sintonía del peso molecular a analizar un poco por debajo de 26, es decir, en la parte descendente del pico opuesta a la señal el nitrógeno, con el fin de evitar al máximo cualquier interferencia de este gas.

Análisis del D.M.E. El análisis de este gas con este tipo de es-

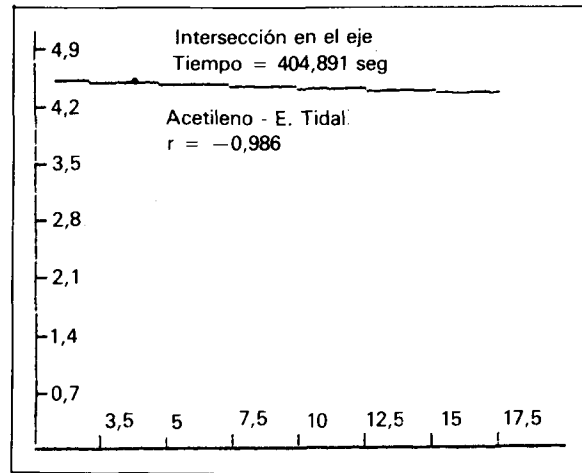


Fig. 1. Gráfico del ordenador de los logaritmos de las concentraciones porcentuales del acetileno en función del tiempo en segundos.

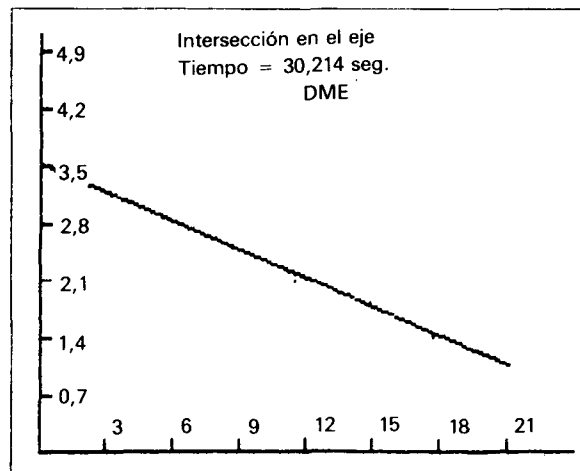


Fig. 2. Gráfico del ordenador de los logaritmos de las concentraciones porcentuales del dimetil-éter en función del tiempo en segundos (End-tidal).

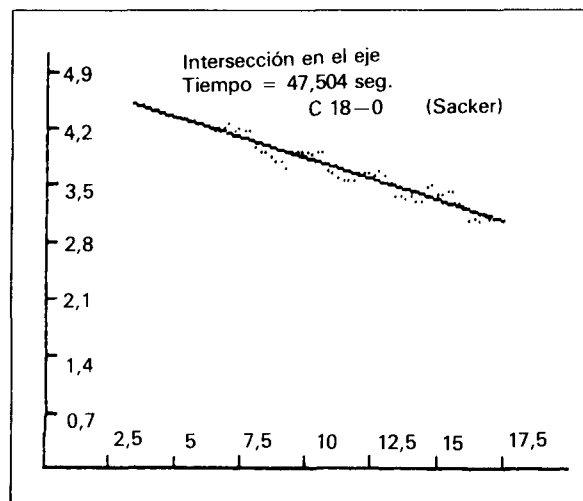


Fig. 3. Gráfico del ordenador de los logaritmos de las concentraciones porcentuales del CO_{18} (C 18-O) en función del tiempo en segundos y con la técnica de multipuntos de Sackner.



TABLA I

Coefficientes de varianza de las variables introducidas

	Sujeto-1	Sujeto-2
Vol. corriente	27,5	29,1
Ventilación	52,5	51,4
Frecuencia	40,4	51,9
Vol. alveolar	10,3	13,7

pectrómetro planteó serios problemas. El P.M. de este gas es de 46 con una señal en el osciloscopio bastante plana (es decir, se distribuye a lo largo de 2-3 unidades de peso molecular), por lo que se producen interferencias del CO₂ del gas espirado (P.M. = 44) cuyo pico se entremezcla con el del D.M.E. El menor error que pudimos encontrar después del ajuste de los mandos fue de un 1 % de la señal del CO₂ sobre la señal del D.M.E.

Aunque este error pudiera parecer pequeño, para un espirado de CO₂ del 6 % se induce un error por exceso de 0,06 % en el D.M.E. Puesto que la concentración inicial de este gas es de sólo 1 % de la mezcla total y que su absorción es muy rápida (debido a su alta solubilidad), llegando la curva de eliminación teórica a alcanzar el 0 % de concentración hacia los 20-30 seg, el error inducido hacia los 8-12 seg de la reinhalación es tan grande como la propia señal de D.M.E., lo que hace impracticable utilizar esta señal directamente.

Dado que no existe en la literatura médica ninguna referencia a la solución de este problema de nuestro aparato, probamos varios métodos:

a) Eliminar el CO₂ del sistema. No resultó efectivo por la lentitud de la absorción y el incremento del espacio muerto.

b) Eliminación del CO₂ de la muestra de análisis. Intercalamos en el sistema capilar un tubo de 4 x 30 mm relleno de absorbente de CO₂ pulverizado. Este sistema eliminaba eficazmente el CO₂ pero nos producía un retrado en la señal que consideramos inaceptable.

c) Corrección por sustracción. A cada punto de DME se sustrajo el error por exceso inducido por el CO₂. Este método nos ha dado muy buenos resultados, ya que no altera ni las características del analizador ni la técnica. Permittiéndonos una corrección muy exacta, confirmada por el análisis de las rectas de los logaritmos de las concentraciones fraccionadas de los gases.

Métodos: Se conectó el sujeto a la bolsa por medio de una válvula manual de 3 vías. El capilar del analizador se colocó entre esta válvula y la boquilla. La bolsa se llenó con diferentes cantidades de la mezcla y el sujeto comenzó la prueba a un volumen entre RV y FRC. Una vez conectado, el sujeto realizó la prueba poniendo especial atención en vaciar la bolsa con cada inhalación. La frecuencia se procuró mantener estable dentro del mismo test, pero varió entre 24 y 78 resp/min, en las diferentes pruebas. Las señales se registraron sobre papel, a una velocidad de 120 cm/min. En dos sujetos se efectuó con la mezcla recomendada por Petrini y en otros dos con la de Sackner.

Toma de puntos para el posterior cálculo: Se efectuó de distinta manera según las mezclas de gases utilizadas.

Mezcla recomendada por Petrini (C₂H₂; DME y argón). Se analizaron los gráficos de dos modos diferentes:

1.º Tal como recomienda este autor con la toma de puntos al final de la espiración y corrigiendo el primer punto para el espacio muerto. Se valoraron cuatro tipos de intervalos según los puntos recogidos para el análisis:

1-8 Los 8 primeros puntos de end-tidal.

1-6 Los 6 primeros puntos de end-tidal.

2-8 Se excluye el primer punto que necesita la corrección del espacio muerto y se recogen los 7 siguientes.

2-6 Se excluye el primer punto y se recogen los 5 siguientes.

2.º Con una técnica similar a la de Sackner que utiliza todos los puntos del ciclo respiratorio después de que se haya estabilizado el gas marcador inerte e insoluble (helio o argón), pero en lugar de derivar el punto de tiempo cero de comienzo de la prueba de la absorción del CO₁₈, como en esta mezcla no se utiliza, el tiempo cero que se aplicó fue el mismo que con la varian-

te anterior. Esto tenía el fin de valorar si la toma de muchos puntos y a lo largo de todo el ciclo representa alguna mejora en la variabilidad sobre la toma de un solo punto espiratorio final. Con este método se analizaron las gráficas tomando puntos cada 100-200 milisegundos de 3 maneras diferentes:

a) Tomando 4 ciclos respiratorios completos.

b) Tomando 3 ciclos respiratorios completos.

c) Tomando un tiempo fijo de 6,6 segundos.

Mezcla recomendada por Sackner (H₂H₂; CO₁₈ y argón). Las gráficas se analizaron de cuatro modos diferentes:

1.º Con corrección del tiempo cero en función de la absorción del CO₁₈ tal y como lo recomienda el autor (MPZF o S(c)), durante 4 respiraciones completas.

2.º Con los mismos puntos pero sin corregir el punto cero, por lo que se toma como inicio de la prueba el comienzo de la inspiración (S(c)).

3.º Con el análisis recomendado por Petrini, es decir, tomando sólo los puntos del final de la espiración (durante las 6 primera espiraciones) y derivando el punto de comienzo de la prueba (ETDS o P(s)).

4.º Similar al anterior, pero tomando como punto cero el derivado de la absorción del CO₁₈ tal como lo recomienda Sackner pero con los puntos espiratorios (end-tidal) (P(c)).

Sujetos: Las pruebas se efectuaron en 4 adultos jóvenes normales (2 varones y 2 mujeres). En los dos primeros se efectuaron con la técnica de Petrini, 11 registros para cada gas en diferentes condiciones, cada uno de los cuales se valoró de 7 maneras diferentes, obteniendo un total de 154 mediciones distintas del volumen de tejido pulmonar (Vt) e índice cardíaco (IC).

En los otros dos se utilizó la mezcla la mezcla de gases recomendada por Sackner, efectuando 12 registros en diferentes condiciones, cada uno de los cuales se valoró de cuatro maneras diferentes, según se menciona en los métodos. En éstos se midió también la difusión para el monóxido de carbono por reinhalación por ambas técnicas.

Estadística: Los resultados se han valorado con distintos métodos: desviaciones estandard y coeficientes de varianza, rectas de regresión y test apareado de Student. Tanto para valores absolutos como para porcentajes sobre el valor medio de cada sujeto con el fin de agrupar varios individuos.

Resultados

Se han diferenciado según las mezclas de gases usadas:

Mezcla de C₂H₂ y DME. En la tabla I se encuentran los coeficientes de varianza de las variables modificadas durante las pruebas repetidas. La mayor variabilidad fue introducida en el volu-

TABLA II

Volumen de tejido pulmonar (Vt). Coeficientes de varianza. Primer estudio.

	Acetileno		D.M.E.	
	S-1	S-2	S-1	S-2
Técnica de Petrini.				
Intervalos:				
1-8	9,3	8,8	14,8	22,7
1-6	9,3	11,9	11	21
2-8	11,3	17	16,6	24,1
2-6	12,4	14,7	10	22
Técnica de multipuntos.				
Intervalos:				
4-resp.	27,5	18	37,8	38
3-resp.	37,6	46	44,8	61,4
6,6 seg.	44,4	39,4	37,4	42,7



TABLA III

Correlaciones con los valores absolutos de los volúmenes de tejido pulmonar medidos con distintos gases y técnicas

		S-1	S-2	S	T
Acet-P	DME-P	,44	,46	,966	,89
Acet-P	Acet-MP	-,54	-,10	,878	,66
DME-P	Acet-MP	-,43	,14	,859	,65
Acet-P	DME-MP	-,41	-,63	,866	,40
DME-P	DME-MP	-,13	,26	,821	,59
Acet-MP	DME-MP	,78	,42	,98	,82

S-1 = Sujeto primero; S-2 = Sujeto segundo.
 S = Valores de ambos sujetos juntos seleccionados en función de una técnica similar (N = 7); T = Todos las pruebas juntas.
 P = Método de Petrini (ETDS).
 MP = Método de los multipuntos (modificado de Sackner).

TABLA IV

Indices cardiacos (IC). Coeficientes de varianza. Primer estudio

	Acetileno		D.M.E.	
	S-1	S-2	S-1	S-2
Técnica de Petrini.				
Intervalos:				
1-8	27	16,6	17,9	14,7
1-6	27	15,3	22,8	13,1
2-8	25,8	13,9	20	13,1
2-6	24,5	13,2	16	12,2
Técnica de multipuntos.				
Intervalos:				
4-resp.	20,9	13	18,8	21,7
3-resp.	15	14	17,5	22,9
6,6 seg.	13,6	16	21,2	22,6

TABLA V

Correlaciones con los valores absolutos de los índices cardiacos

		S-1	S-2
Acet-P	DME-P	,92	,91
Acet-P	Acet-MP	,93	,89
DME-P	Acet-MP	,92	,91
Acet-P	DME-MP	,89	,81
DME-P	DME-MP	,96	,96
Acet-MP	DME-MP	,80	,84

men/minuto al que se efectuó la reinhalación, a expensas de variar tanto el volumen corriente como la frecuencia, pero en especial esta última. El volumen alveolar varió discretamente.

Los valores medios del Vt oscilaron entre 448 y 991 ml con la técnica de Petrini (P) y entre 213 y 534 ml con la multipuntos (MP). Los coeficientes de varianza para los 7 intervalos medidos con ambos gases están referidos en la tabla II, siendo más bajos para el acetileno con la técnica de Petrini y a los intervalos recomendados por este autor (las 6 u 8 primeras respiraciones, sin eliminar el primer

punto sino corrigiéndolo) cuyos valores son similares a los que encuentran en sus estudios. La técnica de los multipuntos presentaba coeficientes de varianza marcadamente altos.

En la tabla III están las distintas correlaciones, tanto de los valores individuales como de los agrupados. Asimismo, se incluye la correlación de los datos calculados con metodología similar (desde V.Residual y con frecuencia similar). Puede observarse que las variaciones que se producían con los diferentes métodos y gases no guardaban una buena correlación en un sujeto aislado pero sí al agrupar los 2 sujetos, sobre todo si se consideraban sólo las realizadas con metodología similar.

Los valores medios del índice cardiaco oscilaron entre 3.648 y 6.005 ml con la técnica de Petrini y entre 3.594 y 6.148 ml con la de multipuntos.

En la tabla IV están referidos los coeficientes de varianza de estas mediciones y en la tabla V se encuentran las correlaciones individuales de los distintos métodos de medida y ambos gases. Aquí sin embargo, los C. de varianza fueron similares para los dos métodos y existía muy buena correlación entre las variaciones producidas en esta medición con los distintos métodos y gases.

Por último en la tabla VI se dan las correlaciones encontradas entre las 4 variables y los 4 valores calculados, según los intervalos recomendados por los autores (los 6 primeros end-tidal o las 4 respiraciones completas). En la misma tabla están las correlaciones con el Vt (triángulo superior derecho) y con el IC (triángulo inferior izquierdo). Las correlaciones se han efectuado entre los valores porcentuales sobre el valor medio de cada variable o resultado, en cada sujeto, como medio para poder agrupar la variabilidad de ambos. Destaca la marcada correlación entre las variaciones producidas en los índices cardiacos medidos de distinto modo y las correlaciones de éstos con la frecuencia y el nivel de ventilación al que se efectúa la prueba.

Mezcla de C₂H₂ y CO₁₈. En la tabla VII pueden observar los coeficientes de varianza de las variables introducidas, que han sido algo más discretos que en el estudio anterior, estabilizando tanto el volumen alveolar como el volumen al que se inicia la prueba (V.Residual). La mayor variación correspondió en este caso a la frecuencia. También se incluyen los resultados referentes a las cuatro maneras de medición para el Vt e IC y los dos para la DLco-RB. Lo que más destaca es la gran varianza en el Vt con la metodología de Sackner si se usa sin corregir el punto cero. Los otros tres métodos dan variaciones parecidas. En la tabla VIII se dan los resultados estadísticos para el Vt en valores absolutos, existía una magnífica correlación entre los valores de los 4 métodos, pero también existían diferencias estadísticamente significativas entre los valores de los diferentes métodos excepto en los correspondientes a la comparación entre la técnica

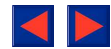


TABLA VI

Correlaciones lineales («r») de las variaciones de los distintos parámetros.

El triángulo superior-derecho se refiere a los volúmenes de tejido, el inferior izquierdo a los índices cardiacos

	V.C.	L/min.	frec.	Va	Acet-P	Acet-MP	DME-P	DME-MP
V.C.		.48	.12	.04	-.28	.35	.56	.61*
L/min.	.48		.92***	-.21	.44	-.47	.60	.35
frec.	.12	.92***		-.25	-.42	-.70*	.48	.20
Va	.04	-.21	-.25		.57	.30	.39	.08
Acet-P	.42	.78**	.67*	-.28		.45	-.31	-.53
Acet-MP	.27	.85***	.81**	-.33	.92***		-.23	.20
DME-P	.50	.92***	.81**	-.23	.90***	.92***		.64*
DME-MP	.58	.92***	.81**	-.27	.82**	.79**	.94***	

Abreviaturas: V.C. = Volumen corriente medio; L/min. = Ventilación; frec. = frecuencia respiratoria; Va = Volumen alveolar; Acet-P = Parámetro medido con acetileno y con la técnica de Petrini; Acet-MP = Parámetro medido con acetileno y la técnica de Multipuntos; DME-P y DME-MP similar pero medido con el Dimetileter.

* p < 0,05; ** p < 0,01; *** p < 0,001.

TABLA VII

Coefficientes de varianza de las variables introducidas en las técnicas y de los diferentes resultados. Segundo estudio

	S-3	S-4
frec.	39,9	34,3
V.C.	17,3	13,3
L/min.	32	23,9
Va	7,7	7,1
V. residual	4,5	7,7
Vt-P(s)	22,9	4,3
Vt-P(c)	16	8
Vt-S(s)	104	26,3
Vt-S(c)	23,2	9
IC-P(s)	17,7	5,2
IC-P(c)	18,7	5,7
IC-S(s)	23	23,1
IC-S(c)	12,5	12,6
DLco-P	11,9	5
DLco-S	11,6	4,8

Abreviaturas: P = Técnica de Petrini; S = Técnica de Sackner; (s) = Valores sin corregir el tiempo en función de la caída del C 18-O; (c) = Valores corregidos según lo anterior; resto ver tablas anteriores.

de Petrini y con y sin corrección del punto cero. En la tabla IX están las correlaciones entre los valores y las variables para los dos sujetos agrupados del mismo modo que en la tabla VI (porcentaje sobre el valor medio), existiendo dos ligeras correlaciones con el volumen corriente (aumentaban los valores al aumentar el volumen corriente). Los resultados de los valores absolutos del IC y DLco-RB, se dan en la tabla X, siendo similares a los correspondientes al volumen de tejido, con muy buenas correlaciones entre los distintos métodos, pero siendo los valores estadísticamente diferentes salvo en el mismo caso que con el Vt (P(s) - P(c)). Las correlaciones entre los valores porcentuales y las variables están referidas en la tabla XI, observando lo mismo que con la mezcla anterior, una correlación entre los I. cardiacos y la frecuencia y el volumen minuto al que se efectuaba la prueba. También la difusión correlacionaba con estas variables, así como con los índices cardiacos.

TABLA VIII

Estudio estadístico comparativo entre los valores absolutos de los volúmenes de tejido pulmonar (Vt) medidos con distintas técnicas. Segundo estudio

	«t» de Student para datos apareados	Coefficiente de correlación («r»)
P(s) - P(c)	1,5	,97***
P(s) - S(s)	11,8***	,87***
P(s) - S(c)	5,8***	,94***
P(c) - S(s)	11,1***	,82***
P(c) - S(c)	4,1**	,88***
S(s) - S(c)	-14,3***	,94***

TABLA IX

Correlaciones entre la variabilidad de diferentes parámetros y los volúmenes de tejido pulmonar

	P(s)	P(c)	S(s)	S(c)
frec.	-.48	,11	-.38	-.57
V.C.	,68*	,08	,41	,67*
L/min.	-.29	,19	-.22	-.35
Va	,25	,19	,04	,18

Discusión

La técnica de medición es realizable con este material europeo de menor costo, una vez tenidas en cuenta las modificaciones introducidas. No obstante, existe un pequeño inconveniente, derivado de las mediciones de los registros gráficos. Así como con la técnica de Petrini es suficiente con 60 mediciones por prueba, con la de multipuntos pueden ser necesarios cerca de mil, lo que hace esta última lenta y tediosa. La solución a esto se encuentra en el acoplamiento de un convertidor analógico/digital de alta resolución, problema en el que estamos trabajando.

Las variables introducidas hasta ahora por otros autores^{3,4,9} se efectuaron con el volumen alveolar y

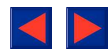


TABLA X

Estudio estadístico comparativo entre los valores absolutos de los índices cardiacos (IC) medidos con distintas técnicas y los dos valores para la difusión (DLco)

	«t» de Student para datos apareados	Coefficiente de correlación («r»)
I. cardiacos:		
P(s) - P(c)	1,2	,999***
P(s) - S(s)	-4,3**	,952***
P(s) - S(c)	-5,6***	,951***
P(c) - S(s)	-4,7***	,961***
P(c) - S(c)	-6,0***	,960***
S(s) - S(c)	-12,6***	,999***
DLco:		
P - S	-6,5***	,929***

TABLA XI

Correlaciones de las variaciones de diferentes parámetros, los índices cardiacos y las difusiones con ambos métodos

	DLco-P	IC-P	DLco-S	IC-S
frec.	,78**	,67*	,70*	,85***
V.C.	-,50	-,44	-,18	-,57
L/min.	,80**	,65**	,85***	,82***
Va	,30	,30	,64*	,27
DLco-P		,91***	,88***	,91***
DLco-S				,80**

TABLA XII

Variaciones debidas a errores en las mediciones (las cifras corresponden al porcentaje del real)

	1	2	3
Vt-Acetileno	148	58	71
Vt-DME	89	91	95
IC-Acetileno	108	93	96
IC-DME	140	74	97

1 = Errores en la línea base del 1,2 % del valor inspirado (0,012 % en valor absoluto) por descenso de la misma. Equivale a incrementar todos los puntos en un 0,012 %.

2 = Similar al anterior pero elevando la línea base.

3 = Error en la medición de los valores inspirados de un -3 % del real.

el volumen inspirado, pero no conocemos ningún trabajo con referencia al volumen minuto o frecuencia. Parece demostrado con este trabajo que estos parámetros inducen un aumento del gasto cardiaco, que debe ser real y no derivado de la técnica, ya que se produce con cualquier gas o técnica realizada. Esto tiene especial interés no sólo para estandarizar la prueba, sino por las implicaciones en las técnicas.

La técnica recomendada por Sackner² exige altas frecuencias para producir un mezclado rápido, ya que en caso contrario se vería influida por la recirculación (estimada entre los 15-20 seg), esto sería

aún más acentuado en aquellos enfermos con alteraciones de la distribución de la ventilación, de tal modo que en algunos pacientes, sería imposible conseguir un buen mezclado que permita analizar cuatro respiraciones antes de los 15 seg. De hecho, los resultados basales en adolescentes obtenidos por Friedman et al¹⁰ colaborador de Sackner, dan gastos cardiacos exageradamente altos. Nuestros resultados son congruentes con las observaciones de Peterson et al⁴ en perros, en los que observaron una disminución del gasto cardiaco en relación con la presión máxima de inflación producida en la ventilación mecánica durante la prueba, efecto que debería de invertirse durante la respiración espontánea. De este modo, pensamos que la hiperventilación ya sea, por medios mecánicos solos (distensión de vasos sometidos a cambios en la presión alveolar y/o pleural) o en combinación con mecanismos neurógenos, induce un aumento del gasto cardiaco.

Aunque no hemos podido demostrar una clara correlación entre el V. alveolar y los parámetros calculados como otros autores^{3,4,9}, el hecho de que no sean muchos el número de sujetos por nosotros estudiados, así como el predominio de la variabilidad de otros parámetros, ha podido influir en esta falta de correlación. El realizar las pruebas en condiciones similares permite mejorar las correlaciones entre los valores médicos con diferentes métodos.

Los coeficientes de varianza para el Vt son similares a los de otros autores^{2,4,8,9}, con las técnicas recomendadas por ellos.

La técnica modificada de multipuntos estimando el punto cero, no aporta ninguna ventaja, dando a veces resultados absurdos (valores negativos). Los valores obtenidos con el método de Petrini, son concordantes con los hallados por este autor en cuanto a los intervalos a seleccionar, a pesar de las extremas variaciones que hemos introducido durante las pruebas. Queda por valorar, especialmente en sujetos con patología pulmonar obstructiva, si esta técnica, pero con la corrección del punto cero en función de la desaparición del CO₁₈ puede aportar alguna ventaja. En cuanto a las posibles ventajas del DME para la medición del Vt derivado de los estudios teóricos^{3,11} y de acuerdo a los resultados obtenidos al introducir artificialmente errores en la medición (tabla XII), no aparecen claramente definidas en los resultados experimentales, de acuerdo también con otros autores^{4,9,11}.

Es posible que otros factores tengan influencias más determinantes. La medición del flujo pulmonar es apenas influida por las variaciones del punto cero, por lo que lógicamente los resultados deben de ser similares con cualquiera de los métodos usados de medición, cuya diferencia principal reside en este punto. No obstante, al analizarse por el método de los multipuntos, la recta tiende a desplazarse hacia arriba y a aumentar su pendiente, por



lo que debe de dar resultados discretamente superiores en el gasto cardiaco, del mismo modo que variará la intersección en el eje de ordenadas. Tal hecho se ha confirmado por las diferencias significativas entre los diferentes parámetros analizados por el test apareado de Student, excepto entre el método habitual de Petrini y el corregido con el CO_{18} , junto con las magníficas correlaciones entre estos mismos datos (tablas VIII y X).

También existe una clara correlación entre los dos métodos de medición de la DLco-RB y entre éstos y los flujos pulmonares. Hay que hacer la observación de los problemas derivados del CO_{18} , no sólo por la dificultad para adquirirlo, sino también por su alto precio (unas 50.000 ptas/litro de gas puro).

En conclusión, creemos que las diversas técnicas son perfectamente realizables, pero que tanto lo laborioso de las mediciones, como los problemas derivados de la hiperventilación y mezclado, hacen las técnicas de multipuntos menos recomendables. Queda por valorar si la corrección en la técnica de Petrini del tiempo cero con el CO_{18} aporta alguna ventaja, especialmente en sujetos con alteraciones de la distribución de la ventilación.

La prueba debe de hacerse desde RV, ya que se disminuyen las variaciones, con alto volumen corriente con el fin de conseguir buenas muestras alveolares y a una frecuencia baja. En principio sería deseable lo más baja posible, pero el problema de la recirculación, así como el de los errores derivados de la toma de menos de 5-6 valores de End-tidal, limitan a nuestro parecer la frecuencia entre 20-30 respiraciones/minuto.

Queda por investigar las cifras normales en un mayor grupo de sujetos y la relación de éstas con sus cifras morfométricas, con el fin de predecir unos límites de normalidad y su posterior aplicación en diversas patologías que deben de afectar el V_t (edemas pulmonares, neumopatías intersticiales, etc.) o el flujo pulmonar.

AGRADECIMIENTOS

A las A.T.S. de nuestro laboratorio, Srtas. Isabel Pérez García y Manuela Martín García, por su valiosa cooperación, así como al técnico de electrónica D. Francisco Millas, por su ayuda y comprensión para la solución de los problemas técnicos.

BIBLIOGRAFIA

1. Cander L, Forster RE. Determination of pulmonary parenchymal tissue volume and pulmonary capillary blood flow in man. *J Appl Physiol* 1959; 14:541-551.
2. Sackner MA, Greeneth D, Heiman MS, Epstein S, Atkins N. Diffusing capacity, membrane diffusing capacity, capillary blood volume, pulmonary tissue volume and cardiac output measured by a rebreathing technique. *Am Rev Respir Dis* 1975; 111:157-165.
3. Petrini MF, Peterson BT, Hyde RW. Lung tissue volume and blood flow by rebreathing: theory. *J Appl Physiol* 1978; 44:795-802.
4. Peterson BT, Petrini MF, Hyde RW, Schreiner BF. Pulmonary tissue volume in dogs during pulmonary edema. *J Appl Physiol* 1978; 44:782-795.
5. Elkayam V, Wilson AF, Morrison J, Meltzer P, Davis J, Klosterman P, Louvier J, Henry WL. Non-invasive measurement of cardiac output by a single-breath constant expiratory technique. *Thorax* 1984; 39:107-113.
6. Burma GM, Saidel GM. Pulmonary blood flow and tissue volume: model analysis of rebreathing estimation methods. *J App Physiol* 1983, 55:205-211.
7. Petrini MF, Peterson BT, Hyde RW, Lam V, Utell MJ, Kallay MC. Uneven gas mixing during rebreathing assessed by simultaneously measuring dead space. *J Appl Physiol* 1982; 53:930-939.
8. Crapo RO, Morris AH, Gardner RM y Schaap RN. Computation techniques for rebreathing lung tissue volume and capillary blood flow. *J Appl Physiol* 1982; 52:1375-1377.
9. Overland ES, Gupta RN, Huchon GH, Murray JF. Measurements of pulmonary tissue volume and blood flow in persons with normal and edematous lungs. *J Appl Physiol* 1981; 51:1375-1383.
10. Friedman M, Kovitz KL, Miller SD, Marks M, Sackner MA. Hemodynamics in teenagers and asthmatic children during exercise. *J Appl Physiol* 1979; 46:293-297.
11. Sackner MA, Markweel G, Atkins N, Birch SJ, Fernández R.J. Rebreathing techniques for pulmonary capillary blood flow and tissue volume. *J Appl Physiol* 1980; 49:910-915.