



Servicio de Neumología y Alergia
Respiratoria. Hospital Clínico y
Provincial. Departamento de Física
Médica. Facultad de Medicina.
Barcelona.

CURVAS DE FLUJO-VOLUMEN (MEFV). REGISTRO GRAFICO VERSUS OSCILOSCOPICO

F. Burgos, R. Rodríguez Roisin, F. Añanos, C. Gistau, A. Agustí Vidal,
M. M. Rotger * y D. Navajas *.

Introducción

Cuando se efectúa la medida experimental de la variación temporal de algún parámetro de interés fisiopatológico, deben analizarse detenidamente las características técnicas del instrumental utilizado, con objeto de evitar la distorsión de la señal biológica en estudio. La deformación de la señal implica una pérdida de información e incluso la inducción de errores en la interpretación ulterior de los datos clínicos obtenidos ¹.

Al estudiar las características de la cadena de medida necesaria para registrar las curvas de flujo-volumen (*maximal expiratory flow-volume o MEFV*), se observa que los pasos críticos en los que pueden producirse modificaciones de la señal son: a) la etapa de entrada, correspondiente al transductor de flujo, y, b) el registro gráfico de la señal. El primero de estos factores ya ha sido analizado por diversos autores ^{2,3}, determinando el comportamiento de los transductores existentes en el mercado. De ahí, nuestro interés en centrar únicamente el estudio en el registro gráfico de la señal.

Para visualizar las curvas de MEFV mediante un registrador gráfico X-Y, habitualmente se colocan los valores de flujo (\dot{V}) en el eje Y y los de volumen (V), en el X. Dado que no existe

suficiente información sobre la fiabilidad de estos instrumentos, se han determinado experimentalmente, y en primer lugar, las características del registrador utilizado en nuestro laboratorio, así como la *composición espectral* de las *curvas flujo-tiempo* (\dot{V} -t). El análisis de estos dos factores ha indicado que, generalmente, se trabaja rozando la capacidad límite del registrador. El objetivo del presente trabajo consistió en averiguar si dicha dificultad técnica puede introducir variaciones en los resultados finales, que pudieran ser significativas desde el punto de vista de su interpretación clínica.

Para determinar la precisión de las curvas de MEFV dibujadas por este registrador gráfico X-Y, se han estudiado posteriormente las correlaciones entre estas medidas y las obtenidas con un osciloscopio de memoria conectado *en paralelo*, cuyas características de linealidad y *respuesta en frecuencias* (*frequency response*), aseguran la absoluta fiabilidad de los resultados.

Material y métodos

1) Análisis del instrumental de medición (estudio experimental)

Un individuo varón de 35 años, sano, sin ningún antecedente de enfermedad cardiopulmonar aguda y/o crónica, con pruebas funcionales pulmonares convencionales normales y familiarizado con el laboratorio, realizó 6 maniobras espirométricas con registro de la curva de MEFV. De entre las 3 mejores y más repetitivas (cuantitativa y cualitativamente), se seleccionó la que ofrecía la mejor capacidad vital forzada (FVC) y los flujos aéreos máximos.

El individuo fue seleccionado entre varios, por presentar una gráfica muy aguda en el *flujo en pico* (PEF), con lo que el estudio se realizó en condiciones particularmente difíciles para el registrador.

El registrador gráfico utilizado fue un X-Y, HP-7045 A (Hewlett-Packard, U.S.A.), de respuesta rápida, con velocidad mínima de 76 cm/s. El transductor de flujo fue un neumotacógrafo, tipo Fleisch (E. Jaeger, Alem. Fed.). Antes y después de cada medida se calibró el volumen (por integración del flujo) con una jeringa de 3 l (Warren Collins, U.S.A.). Tanto el neumotacógrafo, como el registrador X-Y son los habitualmente incorporados al pletismógrafo de volumen constante (E. Jaeger, Alem. Fed.), de amplia distribución nacional. El neumotacógrafo fue calibrado con un calibrador de flujo (H.P., U.S.A.), entre 0 y 12 l/s antes y después de la realización de todo el trabajo.

Las *curvas-flujo-tiempo* (V-t) fueron digitalizadas mediante un convertidor analógico digital HP-47310A (H.P., U.S.A.) almacenando y procesando los datos en un ordenador HP-9825A (H.P., U.S.A.).

El análisis de dicho estudio se recoge en el *Apéndice*.

2) Estudio clínico

Se utilizó el registrador gráfico antes citado y un osciloscopio Tektronix 5113 de doble trazo con amplificador incorporado, modelo 5A15N (Tektronix, U.S.A.), conectado en paralelo. La *respuesta en frecuencias* del osciloscopio alcanzaba los 2 MHz y la persistencia del trazo era superior a una hora. Las tomas fotográficas se realizaron con una cámara Polaroid, EE66, y papel fotográfico, tipo 107 (Polaroid, U.S.A.).

Seis sujetos no familiarizados con la técnica espirométrica forzada y cuyas características principales se reúnen en la tabla I, realizaron un mínimo de 3 curvas de MEFV antes de cada registro definitivo; para éste, se recogieron posteriormente 4 curvas por cada individuo, altamente reproducibles y a diversas escalas, excepto en 1 caso en que sólo se realizaron 3 curvas (número-total, curvas: 23). Las exploraciones se practicaron siempre en posición sentada y empleando pinza nasal. Las escalas utilizadas fueron las correspondientes a las

* Departamento de Física Médica.

Recibido el día 13 de mayo de 1980.

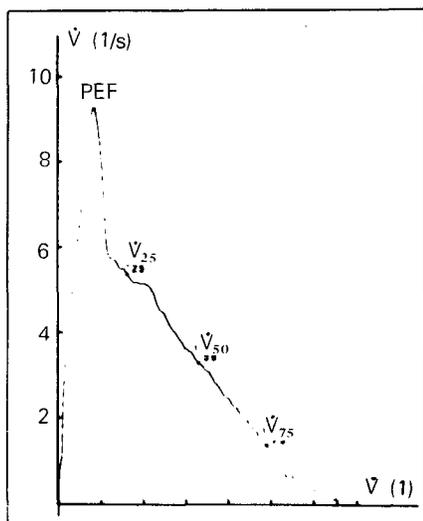


Fig. 1. Curva de MEFV (\dot{V} = flujo aéreo y V = volumen pulmonar, expresados en l/s y l, respectivamente. Varón sano, 35 años (para siglas, véase texto).

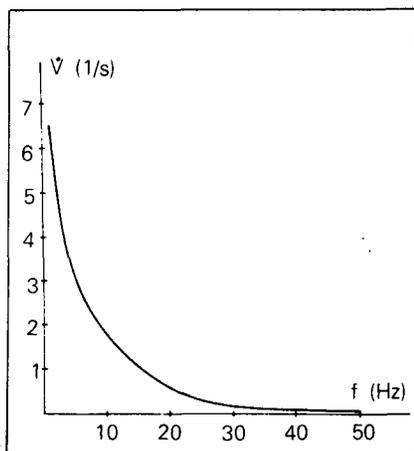


Fig. 2. Composición espectral de la curva \dot{V} -t. (A: amplitud y f: frecuencia, de las componentes sinusoidales, expresadas en l/s y Hz, respectivamente). Obsérvese como la A disminuye a medida que aumenta la f.

del plestismógrafo antes referido; en general, se emplearon sistemáticamente las escalas 2 y 4 reservando la 1 tan sólo para aquellos que estaban menos capacitados, de forma que ninguna gráfica superó los 12 cm. en el papel.

Tres observadores, con experiencia en la medición de los parámetros de la curva, midieron individual y separadamente y hasta tres veces, cada registro (en primer lugar los osciloscópicos; después, los gráficos) desconociendo en todo momento las características individuales de cada caso, así como las mediciones practicadas por el resto de observadores. En cada registro, se midieron sistemáticamente los parámetros siguientes (por dicho orden): FVC, PEF, $\dot{V}_{25\%}$, $\dot{V}_{50\%}$ y $\dot{V}_{75\%}$ (flujos aéreos máximos al 25%, 50% y 75% de la FVC, respectivamente; se entiende el 25% inicial de la curva de MEFV). Todas las mediciones fueron expresadas en condiciones BTPS. Cada observador cuidó con esmero sus mediciones, eliminando cualquier trazo indicativo que hubiera quedado dibujado sobre los registros, con objeto de no crear ningún tipo de influencia sobre

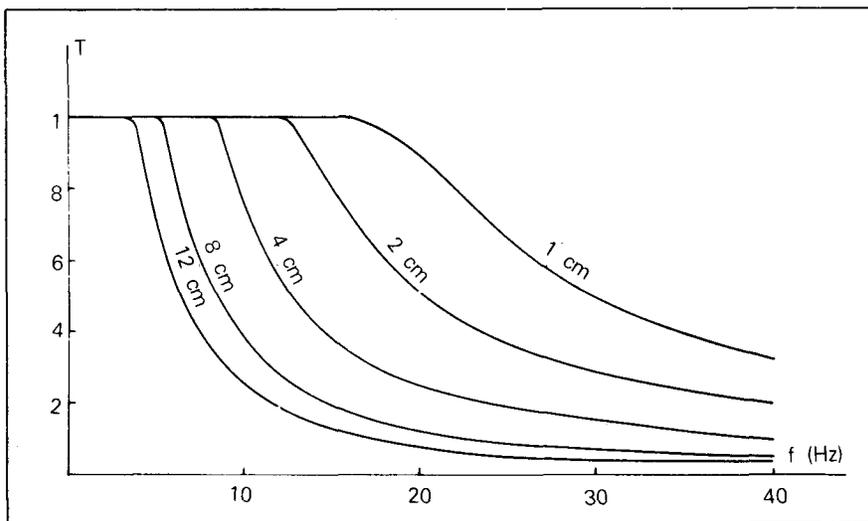


Fig. 3. Respuesta en frecuencias del registrador gráfico X-Y (HP, 7045 A), para diferentes valores de amplitud (pico a pico). (En el eje Y, se representa la relación entre la amplitud obtenida en el registro y la de la señal inyectada; en el eje X, frecuencias de la señal). $T = 1$, corresponde a la señal sin ninguna modificación; obsérvese como a medida que aumenta la amplitud, la atenuación aparece para frecuencias menores. La sobrevaloración no supera el 2% para ninguna frecuencia.

los otros observadores. Para valorar las posibles diferencias inter e intraindividuales en las mediciones de cada observador, se compararon, en forma aparejada, cada uno de los cinco parámetros funcionales entre: a) los 3 observadores entre sí, para ambos registros (correlación interindividual); b) los registros entre sí, para cada observador (correlación intraindividual), utilizándose el test de correlación lineal de Pearson (r).

Resultados

1) Estudio experimental

La figura 1 muestra la curva de MEFV seleccionada, indicando los valores que presentan los diversos parámetros de la misma. La composición espectral de la curva \dot{V} -t y la respuesta en frecuencias del registrador X-Y se presentan en las figuras 2 y 3, respectivamente, que son analizadas en el Apéndice.

2) Estudio clínico

En las figuras 4 y 5 se reflejan todas las mediciones individuales para cada parámetro y para cada registro gráfico y osciloscópico, respectivamente.

En la Tabla II se recogen todas las medias y las respectivas SEM, de los parámetros medidos y los coeficientes de correlación inter e intraindividuales. Obsérvese como los coeficientes de correlación interindividual son del orden de 0,99 ($p < 0,001$), excepto para el $\dot{V}_{75\%}$ entre los observadores B y C. En cuanto a los coeficientes de correlación intraindividuales, en relación a ambos tipos de registro, la identidad ya no es tan perfecta como en los anteriores, en especial en lo que hace referencia al

$\dot{V}_{50\%}$; aún así, los valores siguen siendo altamente significativos ($p < 0,001$). Cabe señalar que las medias de los valores de la FVC registradas por el osciloscopio superan en un 6,2% las obtenidas con el registrador gráfico.

Discusión

Cuando se dibuja una curva de MEFV mediante un registrador gráfico X-Y, el movimiento vertical del inscriptor sigue las oscilaciones temporales del flujo aéreo (\dot{V}), mientras que el movimiento horizontal sigue las del volumen (V). Todos estos aparatos pueden seguir con absoluta precisión osci-

TABLA I

Características antropométricas y clínicas de los 6 casos estudiados

Número de casos:	6 (4 varones, 2 hembras)
Edad:	35 ± 12 años (*)
Altura:	164 ± 9 cm.
Peso:	69 ± 17 kg.
Tabaco:	2 No fumadores 2 Ex fumadores 2 Fumadores
Diagnósticos clínicos:	
Bronquitis crónica obstructiva ...	3 casos
Asma bronquial	1 caso
Alveolitis fibrosante criptogénica ..	1 caso
Presuntamente sano (valoración preoperatoria)	1 caso

(*) $\bar{x} \pm SD$

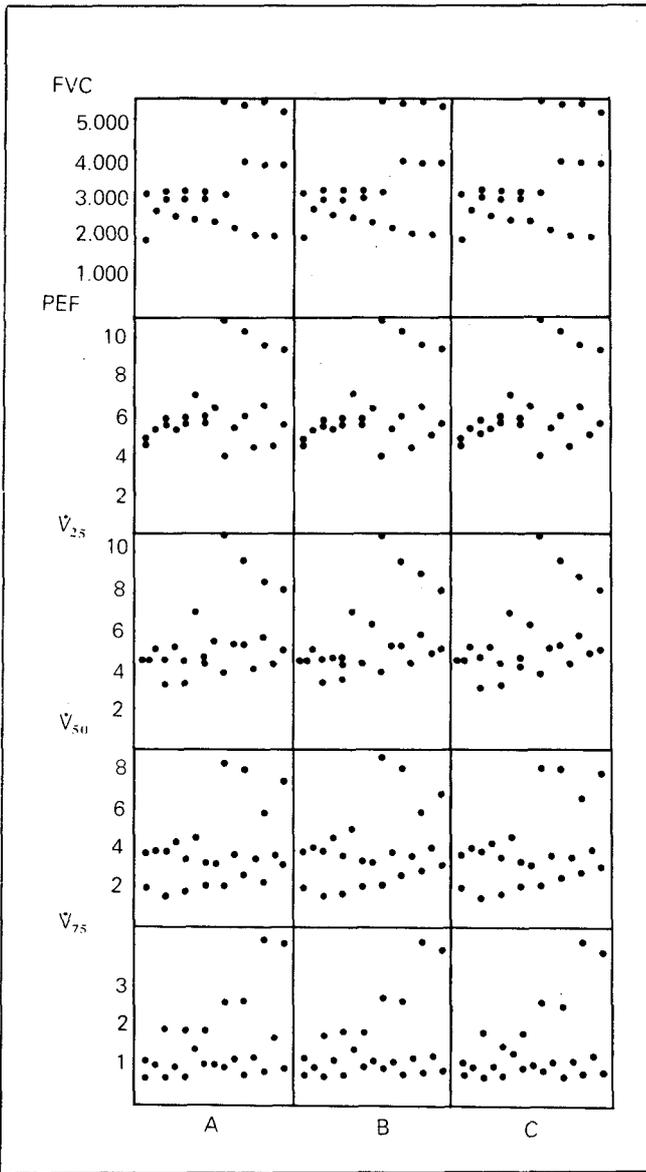


Fig. 4. Resultados obtenidos con el registro gráfico, de acuerdo con la lectura de los 3 observadores (A, B y C) (para siglas y unidades respectivas, véase texto). Obsérvese la repetitividad de los valores.

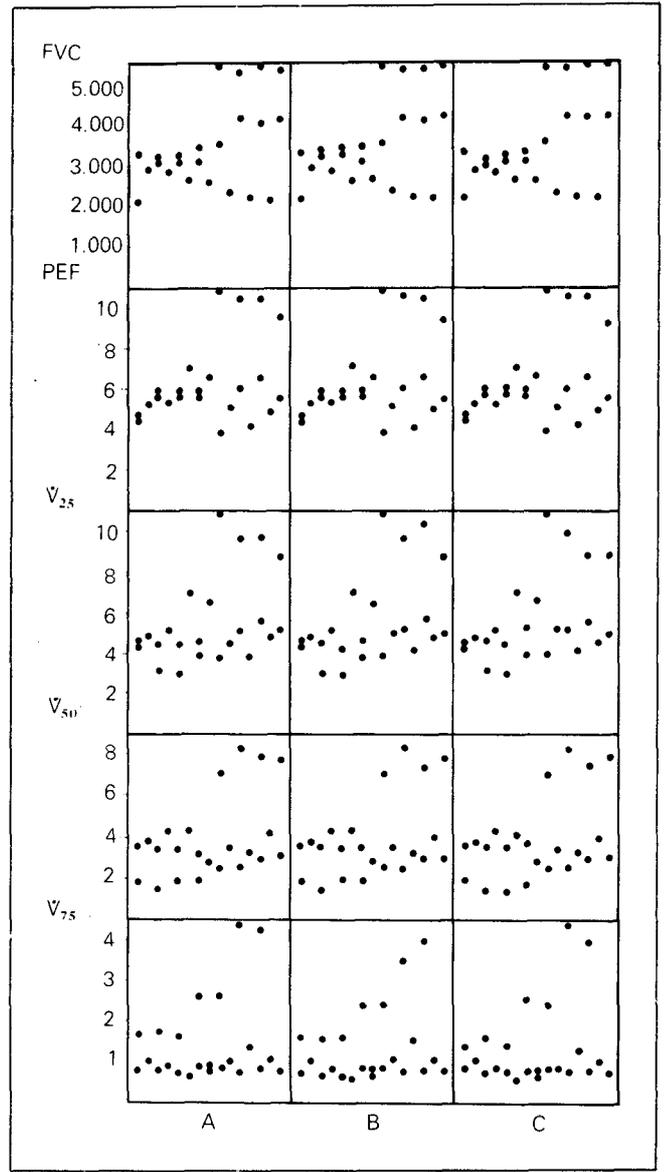


Fig. 5. Idem figura 4, para el registro osciloscópico. Obsérvese, también, la buena repetitividad.

laciones lentas (frecuencias bajas) en cualquiera de sus dos ejes, pero no pueden desplazarse con suficiente velocidad para reproducir oscilaciones muy rápidas (frecuencias elevadas). Para frecuencias elevadas, el inscriptor no alcanza ni el punto máximo ni el mínimo de la señal, dibujando la oscilación con amplitud atenuada^{4,6}.

De acuerdo con el comportamiento indicado, si el desplazamiento del inscriptor no puede realizarse con suficiente rapidez, los valores de flujo registrados no coinciden con los valores reales. En la curva de MEFV, las velocidades de desplazamiento más eleva-

das aparecen generalmente en la fase de ascenso y, por tanto, los valores de flujo medidos en dicha fase, en especial el flujo en pico (PEF), pueden ser inferiores a los reales; asimismo, puede quedar atenuado el rizado que habitualmente presenta la curva, para flujos medios y bajos⁷.

Como consecuencia de la falta de linealidad de los registradores gráficos, la distorsión provocada depende en gran manera del formato del dibujo utilizado. El error en la medida de flujo aumenta al incrementar el tamaño que la curva adquiere sobre el papel. Esto permite afirmar que si el aparato res-

ponde bien en un formato determinado, también lo hará para formatos más pequeños y por tanto es innecesario comprobar el rendimiento para estos. No obstante, debe destacarse que la distorsión no depende de la combinación particular de las escalas del ple-tismógrafo y del registrador, sino exclusivamente del tamaño de la gráfica. Por ello, resulta conveniente elegir la escala del ple-tismógrafo, de forma que este tamaño sea del mismo orden para todos los sujetos. Por otra parte, dado que las variaciones de flujo son más difíciles de seguir que las de volumen, toda vez que esta función es la integral

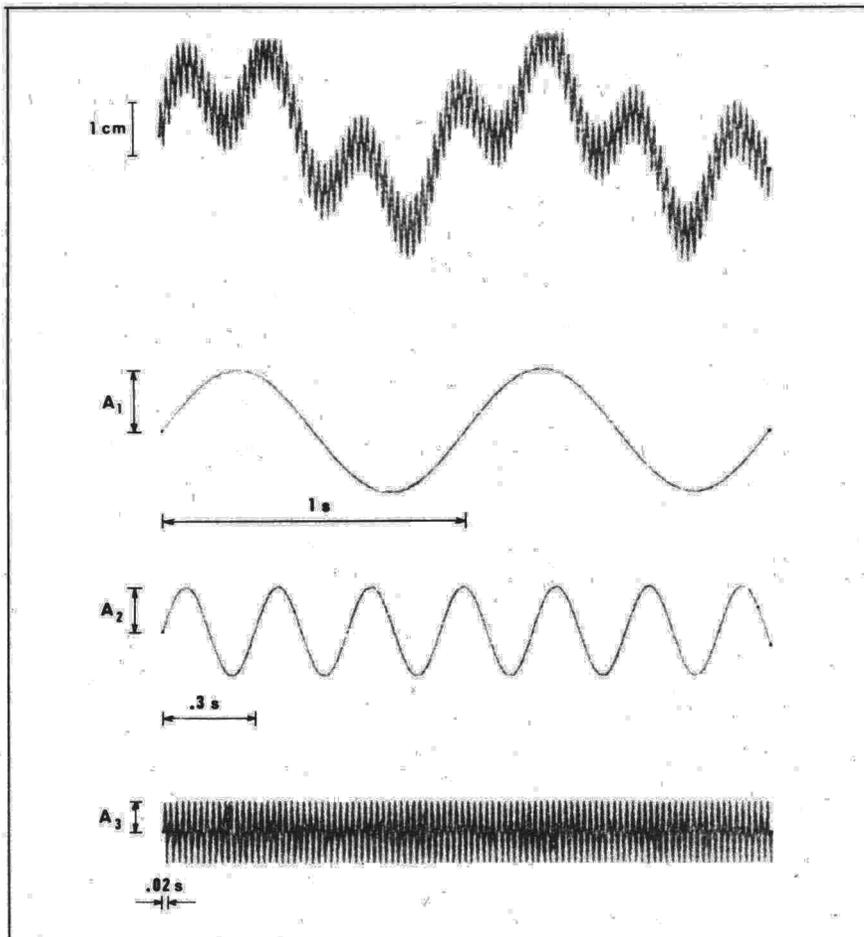


Fig. 6. Descomposición de una señal en sus componentes sinusoidales. La señal superior coincide con la suma de 3 señales sinusoidales de amplitud $A_1 = 1 \text{ cm}$, $A_2 = 0,75 \text{ cm}$ y $A_3 = 0,5 \text{ cm}$ y frecuencias $f_1 = 1 \text{ ciclo/s}$ (1 Hz), $f_2 = 1 \text{ ciclo}/0,3\text{s}$ (3,3 Hz) y $f_3 = 1 \text{ ciclo}/0,02\text{s}$ (50 Hz).

de la anterior⁸ y que el registrador X-Y presenta mejor respuesta en el eje Y que en el X, es aconsejable representar los flujos aéreos en el eje Y y los volúmenes, en el eje X.

El tamaño habitual de las gráficas en nuestro laboratorio es de unos 10-12

cm. Para averiguar si las curvas de MEFV pueden ser deformadas, se ha medido inicialmente la respuesta en frecuencias del registrador X-Y y la composición espectral de las curvas V-t. El análisis de estos parámetros (véase Apéndice) indica que puede al-

canzarse la capacidad límite del aparato, lo que no permite asegurar una absoluta precisión en el registro. El método óptimo para solventar esta ambigüedad consiste en evaluar las correlaciones entre las medidas obtenidas con el registrador gráfico y con un osciloscopio de memoria. De ahí, que el objetivo clínico del presente trabajo haya consistido en cotejar los registros gráficos y osciloscópicos, simultáneamente realizados.

Los coeficientes de correlación interindividuales, globalmente superiores a 0,99 ($p < 0,001$), demuestran que la repetitividad en las mediciones es muy alta, al margen del registro empleado o del parámetro medido. En cuanto a los coeficientes de correlación intraindividuales para ambos registros, el hecho de obtener valores superiores a 0,95 ($p < 0,001$) para la mayoría de los parámetros estudiados y muy en especial para el PEF, cualquiera que fuera la escala empleada, confirman la fiabilidad técnica del modelo de registrador gráfico sometido a observación. No obstante, es aconsejable emplear la escala 2 (1 l/s corresponde a 2 cm de papel) para todos aquellos individuos que presenten un PEF inferior a 5 l/s y la escala 4 (1 l/s = 4 cm) para todos aquellos sujetos que superen dichos valores. La escala 1 (1 l-s = 4 cm) sólo se empleará en casos muy incapacitados desde el punto de vista ventilatorio.

El hecho de que la media-total del registro osciloscópico de la FVC supere en un 6,2 % la del gráfico, debe ser imputado a la imprecisión derivada del ajuste del diámetro del punto luminoso del osciloscopio; en concreto, un trazo con muy pocos milímetros de más, conllevará pequeños incrementos en su medición, sobre todo si afecta a zonas en donde el punto luminoso pierde velocidad y acaba parándose, como sucede en las fases finales de la FVC. Esta misma dificultad influen-

TABLA II

Medias \pm SEM de los registros gráficos y osciloscópicos. Coeficientes de correlación (r) intraindividuales para ambos registros e interindividuales entre los mismos

	FVC (ml)		PEF (l/s)		$\dot{V}_{25\%}$ (l/s)		$\dot{V}_{50\%}$ (l/s)		$\dot{V}_{75\%}$ (l/s)	
	GRAF.	OSC.	GRAF.	OSC.	GRAF.	OSC.	GRAF.	OSC.	GRAF.	OSC.
Observador A	3.034 \pm 212	3.216 \pm 229 *	5,72 \pm 0,4	5,77 \pm 0,4 *	5,08 \pm 0,4	5,11 \pm 0,4 *	3,54 \pm 0,4	3,64 \pm 0,4 ****	1,40 \pm 0,2	1,33 \pm 0,2 *
Observador B	3.062 \pm 212	3.256 \pm 230 *	5,74 \pm 0,4	5,79 \pm 0,4 *	5,14 \pm 0,4	5,12 \pm 0,4 **	3,61 \pm 0,4	3,58 \pm 0,4 ***	1,39 \pm 0,2	1,24 \pm 0,2 **
Observador C	3.027 \pm 210	3.222 \pm 233 *	5,73 \pm 0,4	5,76 \pm 0,4 *	5,13 \pm 0,4	5,10 \pm 0,4 *	3,62 \pm 0,4	3,53 \pm 0,4 **	1,35 \pm 0,2	1,25 \pm 0,2 **

Graf.: reg. gráfico; Osc. reg.: osciloscópico). (Abreviaturas - parámetros funcionales: véase texto).

r **INTRAINDIVIDUALES** para ambos registros:

- * = 0,99
- ** = 0,98
- *** = 0,95
- **** = 0,91

r **INTERINDIVIDUALES** para ambos registros = 0,99, excepto r ($\dot{V}_{75\%}$) entre observadores B y C = 0,98

Todas las r son significativas ($p < 0,001$).

ciará también las mediciones de los flujos aéreos máximos a niveles espiratorios terminales, entre el 75 % y el 100 % de la FVC, sensiblemente deformados en los casos con obstrucción severa al flujo aéreo, deformación que puede alcanzar el aplanamiento prácticamente total de la curva y, por lo tanto, la ausencia absoluta de precisión para medir los mismos.

En relación a la disparidad que presentan los coeficientes de correlación intraindividual relacionados con el $\dot{V}_{50\%}$, que oscilaban entre 0,91 y 0,95, a diferencia de los del resto de coeficiente (casi todos ellos de 0,98-0,99), debe guardar relación con las irregularidades que suelen hallarse a lo largo de la curva, en especial en el tramo del 25-50 % inicial de la FVC, donde son frecuentes las muescas y hendiduras.

Técnicamente, este tipo de registros osciloscópicos ofrece tres aspectos negativos: primero, supone una mecánica más engorrosa y lenta que el gráfico, sobre todo si se emplea una cámara fotográfica cuya adaptación no siempre está diseñada para la pantalla osciloscópica; segundo, la medición es menos precisa (recuérdese la diferencia registrada entre la FVC osciloscópica y la gráfica); tercero, su coste económico es muy superior, dado que cada curva implica una fotografía (coste-actual, unidad: 99,7 ptas.).

Por lo tanto y como conclusiones, puede decirse que el registro gráfico con el modelo empleado no modificará las señales de los flujos aéreos máximos contenidos en la curva de MEFV, siempre que no supere los 12 cm. de papel, con lo que la *respuesta en frecuencias* del registrador será aceptable.

Desde el punto de vista técnico, el manejo de las mediciones gráficas supera al de las osciloscópicas; desde el punto de vista económico, abaratan, con mucho, los gastos de mantenimiento de estas pruebas convencionales, mayoritariamente realizadas en nuestros laboratorios de exploración funcional pulmonar. A pesar de todos estos inconvenientes el registro osciloscópico (con o sin fotografía) resulta muy útil como medio visual para facilitar la tarea de obtención de las curvas de MEFV, complementando de este modo los registros gráficos, que resultan prioritarios a la hora de medir los flujos aéreos desarrollados.

Apéndice

Cualquier señal biológica, por compleja que sea su forma, puede considerarse constituida por un conjunto de

señales sinusoidales, mucho más simples, de *frecuencia* y *amplitud* adecuadas. En la figura 6 se muestra un ejemplo en el que una señal compleja puede construirse sumando tres señales sinusoidales de *amplitud*, A_0 , y *frecuencia*, f_1 , adecuadas. Por tanto, podemos caracterizar la señal original del ejemplo, representando en una gráfica la *amplitud* y *frecuencia* de cada una de las componentes sinusoidales. La representación de una señal a partir de sus componentes sinusoidales, se denomina *composición espectral*. La figura 2 muestra la *composición espectral* de la curva \dot{V} - t , correspondiente a la espiración forzada de la figura 1. Se observa que la amplitud de las componentes decrece suavemente en relación a la *frecuencia*.

La forma más adecuada de estudiar el comportamiento de un registrador gráfico, y en general de cualquier instrumento, consiste en inyectar señales sinusoidales de diversas *frecuencias* y medir la atenuación relativa que aparece en la *amplitud*. Los resultados se representan en una gráfica que indica la atenuación relativa (eje Y) en función de la *frecuencia* (eje X). Esta gráfica se denomina *respuesta en frecuencias* del instrumento.

Se ha calculado la *respuesta en frecuencias* del registrador HP-7045A. La falta de linealidad (inherente a todos los registradores gráficos) hace depender el rendimiento del tamaño de la curva. Esto obliga a calcular la *respuesta en frecuencias* para distintas amplitudes. La figura 3 refleja los resultados de estas medidas: se observa que el instrumento mejora la respuesta al disminuir el tamaño de la senoide. Para una *amplitud (pico a pico)* de 10 cm., el registrador sólo dibuja, sin modificación, *frecuencias* muy bajas, inferiores a 4 Hz, mientras que para 1 cm., la atenuación no aparece hasta una *frecuencia* de 16 Hz.

La *composición espectral* de la curva \dot{V} - t , muestra la existencia de *frecuencias* elevadas, incluso superiores a los 20 Hz. No obstante, para estas *frecuencias* las *amplitudes* son relativamente bajas y por tanto, de acuerdo con la *respuesta en frecuencias* de la figura 3, corresponde a la situación en que el registrador presenta un comportamiento óptimo que, en principio, permite afirmar que no dará lugar a fuertes distorsiones en los resultados. En cualquier caso, la falta de linealidad del aparato impide garantizar la absoluta precisión en la reproducción de las curvas de MEFV. De ahí, que se plantease la necesidad del estudio clínico complementario.

Conclusiones

1) Las correlaciones interindividuales, para los registros gráficos y osciloscópicos, y las intraindividuales para cada uno de las curvas de MEFV obtenidas en el presente estudio, ofrecen unos valores altamente significativos. Ello confirma que el registrador gráfico utilizado en nuestro laboratorio, o cualquier otro con calidad igual o superior, no distorsiona significativamente la curva de MEFV, cualquiera que sea la escala empleada en el pletismógrafo, siempre y cuando el tamaño de la curva dibujada no exceda al utilizado por nosotros (10-12 cm de papel).

2) Como el único punto de interés es la altura de la curva de MEFV dibujada, resulta interesante combinar en cada caso las escalas del pletismógrafo y del registrador, de tal forma que la curva alcance, sin superarla, una altura de 10-12 cm, con lo que las medidas sobre el papel serán cómodas y precisas. Será conveniente adaptar la escala del registrador, de modo que el tamaño adecuado de la gráfica corresponda a la escala 4 del pletismógrafo estudiado, para individuos con *flujo en pico* (PEF) alto, y las escalas 1 y 2 para los menos capacitados ventilatoriamente.

3) Como la *respuesta en frecuencias* de los registradores gráficos correspondiente al eje de las X es usualmente inferior a la del eje de las Y, es aconsejable representar el flujo (\dot{V}) en este último, toda vez que este parámetro ofrece un contenido en altas *frecuencias* superior al del volumen.

4) Si bien el manejo de la información en el registro gráfico es superior al osciloscópico, se considera recomendable el empleo de este último como equipo complementario.

5) Los parámetros en los que más puede influir el registro de una curva de MEFV en condiciones inadecuadas son los valores de \dot{V} medidos en la parte ascendente de la curva y, en especial, en el *flujo en pico* (PEF).

Agradecimiento

Nuestro agradecimiento a las casas comerciales Carlos Schatzmann y Marés, S. A., y muy en particular al Sr. J. Gómez Cortés, de Barcelona, por su desinteresada prestación técnica.

Resumen

Para averiguar la fiabilidad del registro de las curvas flujo-volumen (MEFV) con un registrador gráfico X-Y (H.P., 7045 A), se determinó experimentalmente su *respuesta en frecuencias* y la *composición espectral* de



las curvas flujo-tiempo (\dot{V} -t). La falta de linealidad del registrador no permitió, a la vista de los resultados obtenidos, asegurar la absoluta fiabilidad del registro de la curva de MEFV. El objetivo del presente trabajo consistió en cotejar los registros gráficos con los osciloscópicos (que no ofrecen tales problemas técnicos), simultáneamente recogidos, y evaluar las correlaciones obtenidas entre los valores medidos con cada uno de ellos. Seis individuos, en situaciones clínicas distintas, fueron explorados espirométricamente, recogiendo un total de 23 curvas de MEFV. Los flujos aéreos máximos (PEF, $\dot{V}_{25\%}$, etc...) fueron obtenidos a través del registrador gráfico (ya señalado), y de un osciloscopio (5113, con amplificador 5A15N, Tektronix) acoplados en paralelo y medidos separada e independiente por 3 observadores con experiencia. Ninguno de los registros superó los 10-12 cm. de altura.

Los coeficientes de correlación intraindividuales (r) entre ambos registros fueron superiores en su mayoría a 0,95 ($p < 0,001$) para los flujos aéreos máximos y la capacidad vital forzada; los interindividuales, fueron superiores a 0,99 ($p < 0,001$) para los mismos parámetros y para ambos registros. Los 3

observadores coincidieron en apreciar la mayor facilidad de medición gráfica. Se concluye que este modelo de registro gráfico de las curvas de MEFV reúne las condiciones óptimas desde un punto de vista técnico, siempre y cuando su formato no supere los 10-12 cm de altura.

Summary

FLOW-VOLUME CURVES (MEFV). GRAPHIC VERSUS OSCILLOSCOPIC REGISTER.

In order to ascertain the reliability of the register of the flow-volume curves (MEFV) with a graphic register X-Y (H.P., 7045 A), its *response in frequencies* and the *spectral composition of the flow-time curves* (V-t) were determined experimentally. The lack of linearity of the register, given the results obtained, did not permit the authors to assure the absolute reliability of the register of the curve of MEFV. The objective of the present work consisted in comparing the graphic registers with oscilloscopic registers (that do not offer said technical problems), gathered

simultaneously, and evaluating the correlations obtained between the average values with each of them. Six individuals, in different clinical situations, were explored spirometrically, gathering a total of 23 curves of MEFV. The maximum aerial flows (PEF, $\dot{V}_{25\%}$, etc...) were obtained through the graphic register (already indicated), and from an oscilloscope (5113, with 5A15N amplifier, Tektronix) connected in parallel and measured separately and independently by 3 observers with experience. None of the registers surpassed 10-12 cm of height.

The intraindividual coefficients of correlation (r) between both registers were superior, in the majority of cases, to 0.95 ($p < 0.001$) for the maximum aerial flows and the forced vital capacity; the interindividuals, were superior to 0.99 ($p < 0.001$) for the same parameters and for both registers. The three observers coincided in noting the greater casiness of graphic measurement. The authors conclude that this model of graphic register of the MEFV curves has optimum conditions from the technical viewpoint when its format does not surpass 10-12 cm of height.

BIBLIOGRAFIA

1. COTES, J. E.: Basic equipment and methods, en «Lung Function. Assessment and application in medicine», pp. 19-56, 4.^a edición. Blackwell Scientific Publ. Oxford, 1978.
2. PRIMIANO, F. P. Jr.: Measurements of the respiratory system, en J. G. Webster ed., «Medical Instrumentation. Application and design» pp. 434-510. Houghton Mifflin. Boston, 1978.
3. PESLIN, R., MORINET-LAMBERT, J. y

DUVIVIER, C.: Etude de la réponse en fréquence des pneumotachographs. *Bull. Physio-path. resp.*, 8: 1363, 1972.

4. DUBOVY, J.: The Readout, en «Introduction to Biomedical Electronics», pp. 145-173, McGraw-Hill, Inc. New York, 1978.

5. TEKTRONIX, Inc.: Graphic Recorders, en «Biphysics», pp. 399-412. Tektronic, Inc. Beaverton. Oregon, 1970.

6. COOPER, R.: Limitations of Instruments and Pitfalls in Use, en C.D. Ray ed., «Medical

Engineering», pp. 1010-1029. Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago, 1974.

7. POLLOCK, R., GREGORY, N. L., SHAW, A. y PATEL, K.: Improved technique for recording respiratory data. *Med. Biol. Eng. & Comput.*, 15: 541, 1977.

8. ORAN BRIGHAM, E.: The Fast Fourier Transform, pág. 49. Prentice-Hall, Inc. Englewood Cliffs. New Jersey, 1974.