

Sección de Fisiopatología Respiratoria  
Departamento de Medicina Interna  
Seguridad Social Virgen del Rocío. Sevilla

## LA CURVA FLUJO-VOLUMEN COMO TEST DE BRONCODILATACION

F. Montemayor Rubio, J. Castillo Gómez, M. Díaz Fernández,  
E. Rodríguez Becerra, P. Ramis Bisellach y J. López Mejías

### Introducción

Aun ahora, el asma bronquial es motivo de controversia en cuanto a su concepto. No vamos a entrar aquí en la discusión de ese u otros aspectos también de interés, lo que sí queremos resaltar es que, en los períodos de intercrisis el asmático puede no tener síntomas y presentar unas pruebas funcionales normales. De lo dicho, surge el concepto de «reversibilidad de la obstrucción en estos pacientes, y la importancia de ponerla de manifiesto para el diagnóstico de su enfermedad, para valorar su evolución, o comprobar la respuesta a la terapéutica empleada.

Los test más clásicos para ver la reversibilidad del asmático con broncodilatadores han sido: el máximo volumen espirado en el primer segundo tras una inspiración también máxima ( $FEV_1$ ) y la relación porcentual  $FEV_1$ / capacidad vital forzada-FVC ( $FEV_1$  %)<sup>1,2</sup>.

Las resistencias de vías aéreas (Raw), se demostraron como índices valiosos para estudiar el grado de obstrucción de los bronquios de más de 2 mm de diámetro, y los cambios tras broncodilatadores<sup>3,6</sup>.

Las variaciones experimentadas por los volúmenes pulmonares estáticos<sup>7,8</sup> o por la elasticidad pulmonar<sup>9</sup> han sido motivo de otros estudios.

El interés de los flujos mesoespiratorios espirográficos medidos entre el 25 y el 75 % de la FVC (MMEF<sub>25-75</sub>) en el asmático en intercrisis o su variación tras agentes químicos, y la de los flujos instantáneos a medianos y bajos volúmenes pulmonares en la curva de MEFV vino a ampliar y completar la batería de test dinámicos<sup>10-16</sup>.

Las modificaciones en la morfología de las curvas, de su linealidad, respirando a distintas concentraciones de gases han sido también revisadas en el asmático por otros autores<sup>17-19</sup>.

Nosotros vamos a limitarnos aquí, a estudiar la curva MEFV como test de reversibilidad en el asmático, y ver cuál de los flujos instantáneos medidos en ella, es el mejor índice de broncodilatación. En este trabajo, también haremos algunas consideraciones sobre los cambios producidos en la morfología de estos trazados, en el transcurso de las pruebas dinámicas.

### Material y métodos

Las curvas MEFV, se realizaron haciendo respirar al paciente a través de un neumotacógrafo tipo Fleish. Los cambios de presión diferencial en él obtenidos, eran llevados a un traductor, amplificados a un voltaje adecuado y de aquí a un sistema inscriptor X-Y (utillaje Jaeger).

Los pacientes eran instruidos para respirar a volumen circulante (VT), seguidamente inspirar a capacidad pulmonar total (TLC) y espirar forzadamente hasta volumen residual (VR), y nuevamente inspirar a TLC. Las maniobras se realizaron en posición sentada. El sistema era calibrado antes de la realización de cada prueba.

La metodología seguida fue la siguiente:

1. Inscibimos normalmente los volúmenes en el eje X y los flujos en el eje Y. Quisimos comprobar las diferencias existentes si procedíamos al contrario, para lo cual tomamos 5 sujetos normales a los que les realizamos ambas maniobras.

2. Para ver la reproductibilidad de la curva MEFV, tomamos 6 sujetos normales entre el personal no fumador de nuestro laboratorio, y les practicamos un mínimo de 7 curvas, a intervalos de 3 minutos entre cada una de ellas.

3. Normalmente en la realización de la curva MEFV no utilizamos la constante de tiempo del sistema. En un grupo de 10 sujetos de Broncopatía Obstructiva Crónica, quisimos poner de manifiesto, las posibles variaciones de los flujos  $\dot{V}_{50}$  y  $\dot{V}_{75}$  que supondría la utilización de dicha constante.

4. Al inscribir el lazo flujo-volumen (porción inspiratoria incluida), observamos que la conciencia de los trazados inspiratorios máximos a TLC era difícil de obtener. Pensamos que esto podía deberse, a que la primera inspiración del paciente no hubiese sido máxima y no hubiese llegado a TLC, o bien, que existiese un pequeño desajuste del circuito del potenciómetro. Para comprobar dicha duda, tomamos 6 sujetos normales y 10 afectados de BOC, y les hicimos realizar las siguientes maniobras sucesivas: respiración a volumen corriente, inspiración máxima a TLC, espiración hasta VR, inspiración máxima hasta TLC de nuevo y espiración VR o lo que es lo mismo, la realización de dos curvas MEFV forzadas sucesivas e inmediatas).

5. Para efectuar las mediciones de las curvas procedíamos de la siguiente manera:

Volumen en ml = mm leídos en el eje (X) X

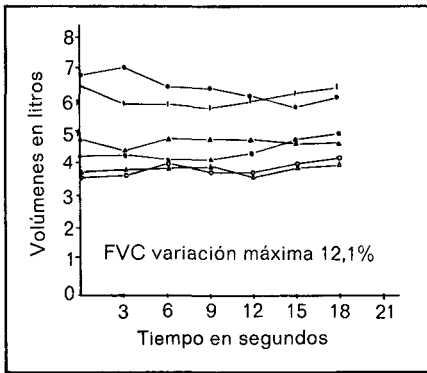
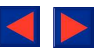


Figura 1.

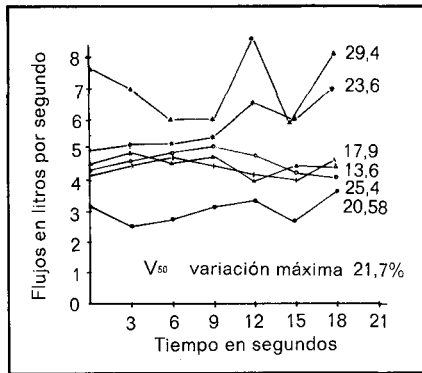


Figura 2.

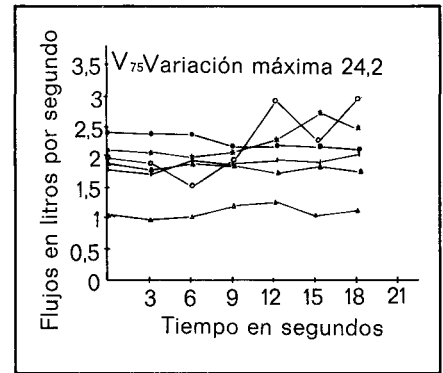


Figura 3.

25 X amplificación= ml. Flujos= mm leídos en el eje (Y) X 25 X amplificación/1.000= litros/s. Habida cuenta de que el método de medida podía implicar *per se* una causa de error, quisimos ver si éste aumentaba, cuando se incrementaba la amplificación del aparato: 1, 2, 4, 8 etc.

Comprobamos en 6 sujetos normales que los flujos seguían una proporción casi exacta al ir pasando de amplificación, siendo la longitud en mm a 4 de amplificación la mitad que a 2, y la sexta parte de esta última cuando se utilizaba la posición 8. Tomamos seguidamente 10 sujetos normales y 50 asmáticos en intercrisis a los que les practicamos una curva MEFV en la posición 2 de amplificación, y supusimos que seguiría la relación antes señalada a otras amplificaciones. Como el método de medida en mm es grosero, quisimos ver los posibles errores que causaría el medir 1 mm de más o de menos, en los diferentes flujos. Para ello, partiendo del valor real de las curvas realizadas, calculamos en % de variación sobre éste, el error que supondría ese mm, a las diferentes amplificaciones: 2, 4, y 8.

Como segunda parte de nuestro trabajo, tomamos 26 sujetos asmáticos, de edades comprendidas entre 11 y 57 años con una edad media de 31,3 años. Todos ellos estaban fuera de crisis, algunos totalmente asintomáticos y otros con alguna sintomatología subjetiva y/o objetiva. El diagnóstico de asma bronquial se hizo de acuerdo a los siguientes criterios: crisis de disnea paroxística con períodos de normalidad en las intercrisis, pruebas cutáneas positivas en relación con la historia clínica, obstrucción bronquial espirográfica con reversibilidad tras broncodilatadores. A los 26 sujetos se les administró con un aerosol dosificador el contenido de dos ampollas. Una contenía agua bidestilada, la otra un broncodilatador  $\beta$  estimulante. Cada ampolla era inhalada en días diferentes y sucesivos, efectuándose exploraciones antes y después de la aplicación del aerosol de cada día. El hecho de utilizar como control el suero fisiológico y practicarle las pruebas en días sucesivos era un intento de eliminar el posible error de las modificaciones espontáneas de la exploración funcional, y demostrar que la broncodilatación efectiva era debida a la acción del  $\beta$  estimulante.

Les fue practicado un mínimo de tres trazados similares que se seleccionaron bajo la base del mejor esfuerzo y del flujo espiratorio más adecuadamente registrado, tomándose el mayor de ellos. Determinamos en las curvas: FVC y  $\dot{V}_{50}$ ,  $\dot{V}_{75}$ ,  $\dot{V}_{95}$  referidos a % de FVC y expresados en l/s, antes y después del agua bidestilada y del broncodilatador. Quisimos hacer también unas consideraciones sobre la morfología de las curvas y su utilidad en el desarrollo de las pruebas broncomotoras. Las curvas MEFV eran dibujadas a VT y a FVC. Si la TLC había sido medida, las curvas eran alineadas en términos

de volumen pulmonar absoluto. Si la TLC no era medida, asumíamos que la TLC no cambiaba y las alineábamos entonces, haciendo coincidir el punto de máxima inspiración.

### Resultados

1. En los 5 sujetos normales, cuando los flujos se inscribían en el eje (X), los obtenidos al 50% de la FVC disminuían su valor en un 7,69% de media, con respecto a cuando se dibujaba en el eje (Y).

2. En cuanto a la reproductibilidad de las curvas, la diferencia porcentual entre los valores máximos y mínimos obtenidos en las 7 curvas sucesivas, variaba de un 12,1% para la FVC a un 24,2% para el  $\dot{V}_{75}$  (figs. 1, 2, y 3).

3. Normalmente no usamos la constante de tiempo del sistema. Vimos que trabajando con ella, amputábamos la última parte de la curva, variando los flujos al  $\dot{V}_{50}$  y  $\dot{V}_{75}$  de forma evidente a cuando no se utilizaba. En el grupo de 10 sujetos con BOC que tomamos como muestra, los flujos al  $\dot{V}_{50}$  variaban un 29,42% de media, con una variación máxima del 46,1%, y los  $\dot{V}_{75}$  una media de 50,5% con una variación máxima de un 75% de aumento (fig. 4).

4. Cuando se practicaron dos curvas forzadas sucesivas e inmediatas para estudiar la no coincidencia de las porciones finales inspiratorias (a TLC), se comprobó en todos los sujetos examinados, que la misma diferencia se producía a nivel de VR (fig. 5). Con ello, pusimos de manifiesto que dicho defecto se debía a un pequeño defecto de calibración del circuito del potenciómetro debido a su espacio muerto. Existe un campo de seguridad (entre IN y EX=luces apagadas) dentro del cual pequeñas variaciones pueden ocasionar el fenómeno descrito. Cuanto más nos acercamos al punto de máxima preci-

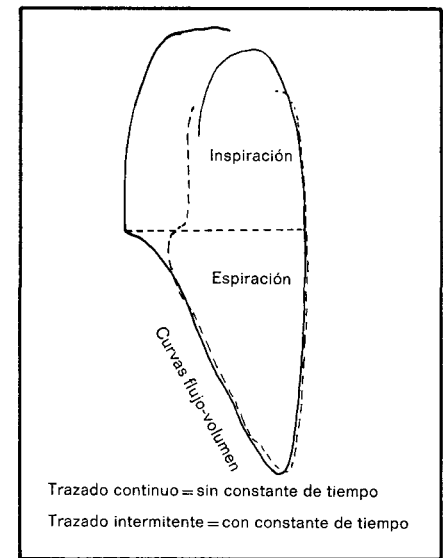


Figura 4.

sión (moviendo levemente el mando) mejoraríamos la coincidencia entre los dos trazados, como así pudimos comprobar (fig. 6). De todas maneras no es útil de rutina este intento por lo trabajoso, sabiendo además que esta característica es inherente a todos los circuitos electrónicos. Por esta última causa y por ser la inspiración dependiente del esfuerzo todo lo largo de su trayecto, en este trabajo sólo estudiaremos la porción espiratoria de la curva.

5. Observamos, que según la amplificación utilizada al dibujar las curvas, aumentaba el margen de error debido a la medición. Dicha variación en los sujetos normales era despreciable. En sujetos asmáticos cuando la curva se obtenía en posición de amplificación 4, las variaciones de los flujos llegaban a un 13,8% (tabla I) aumentando si pasábamos a amplificación de 8. Una diferencia en la me-

TABLA I

% de variación en los valores reales de los flujos consecuencia del error en la medición de la curva de I mm.

Mediciones realizadas en la curva MEFV				
	Amplif.	2	4	8
Valores medios en 7 sujetos normales.	V 50	1,1	2,2	4,8
	V 75	1,7	3,4	6,8
	V 85	4	8	16
Valores medios en 50 sujetos asmáticos	V 50	1,88	3,76	7,52
	V 75	5,34	10,68	21,36
	V 85	9,4	18,8	37,6

TABLA II

Parámetros de broncodilatación en la curva M.E.F.V.

	% de Mejoría	Dev. estándar
F.V.C.	5,76	± 14,49
V 50	34,69	± 34,10
V75	35	± 39,03
V85	34,88	± 52,80

dición de 1 mm es fácil que ocurra, mencionemos como ejemplo que sólo con pasar la aguja inscriptora dos veces seguidas para que se remarque mejor el eje de los volúmenes, éste adquiere aproximadamente un grosor de 0,5 mm. Las variaciones por error en la medición de las curvas, vimos que aumentaban en las determinaciones de los flujos medidos a bajos volúmenes pulmonares ( $\dot{V}_{75}$  y  $\dot{V}_{85}$ ), que normalmente se tienen por parámetros más finos y precoces.

Como comprobamos en la tabla II y figura 7 todos los índices utilizados tras la aplicación del broncodilatador mejoraban ostensiblemente. La varia-

Figura 5.

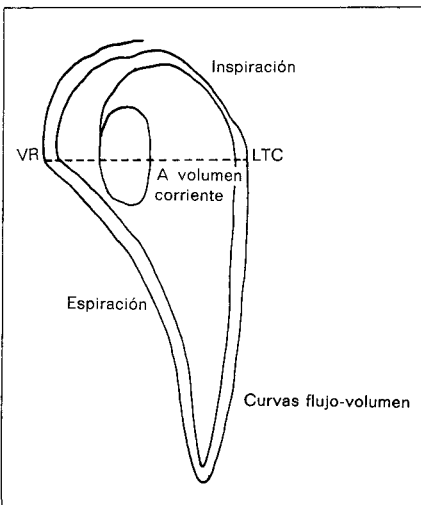


TABLA III

Comparación en la curva MEFV, de los  $\dot{V}_{50}$ , antes y después del agua bidestilada y del broncodilatador

	V50 Agua bidestilada	V50 Broncodilatador
% Mejoría	7,63	34,69
Desviación	± 17,78	34,10
Test de Grosee Student		P > 0,0025

TABLA IV

Porcentaje de mejoría en la curva MEFV tras broncodilatadores

N.º de casos	Mejoría en	%
1	106,9	
2	30,5	
3	37,5	
4	33,3	
5	71,4	
6	31,2	
7	27,7	
8	47,5	
9	26,1	
10	56,5	
11	72,7	
12	108,3	
13	34,7	
14	47	
15	111,1	
16		22,8
17		22,2
18		16,6
19		12,9
20		8,2
21		6,4
22		0
24		- 1,3
25		- 9,5
26		-10,3

ción mínima era para la FVC con un 5,76% de mejoría media. La mejoría de los flujos era prácticamente la misma para todos ellos, con unas mejorías medias de un 34,69% para el  $\dot{V}_{50}$  y un 35% para el  $\dot{V}_{75}$  que eran los valores extremos. Observamos asimismo que la dispersión de los valores es mayor aumentando la desviación estándar, a flujos medios a bajos volúmenes pulmonares:  $\dot{V}_{75}$  y aún más  $\dot{V}_{85}$ .

Tomando como muestra el  $\dot{V}_{50}$  (tabla III), tras la aplicación del broncodilatador la mejoría conseguida era de un 34,69%, y sin embargo, cuando el aerosol contenía agua bidestilada tan sólo era de un 7,63%. Vemos que comparando ambos, la acción del broncodilatador tenía significación estadística sobre la del agua bidestilada.

Si analizamos los casos (tabla IV), entre los 26 sujetos, 15 tenían mejorías evidentes por encima de un 30%, sobrepasando claramente el margen de reproducibilidad de los flujos,

2 sujetos se encontraban en una zona dudosa con 22,2 a 22,8 % de mejoría, y el resto, 9 casos, no mejoraban. Si analizamos más detalladamente estos últimos 9 casos, 4 de ellos partían de valores normales en relación a su edad y peso (Bass<sup>20</sup>) antes de la aplicación del broncodilatador, los otros 5 casos no mejoraban o empeo-

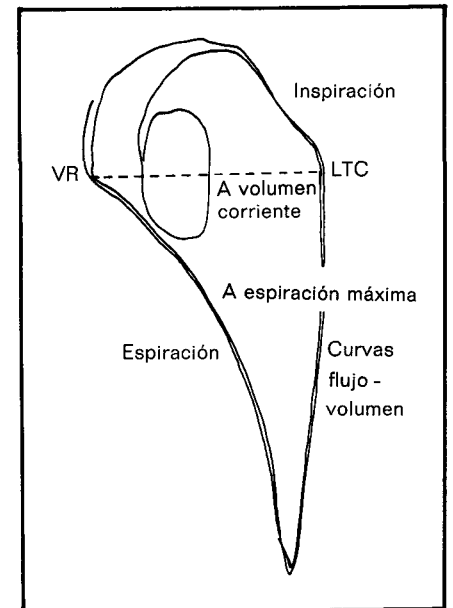


Figura 6.

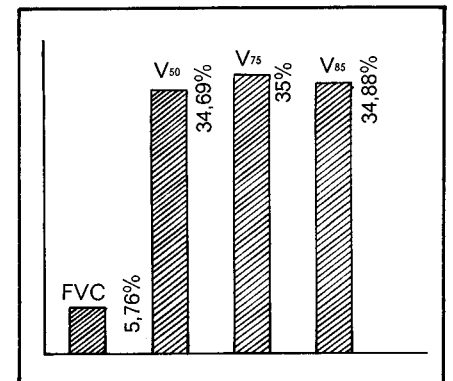
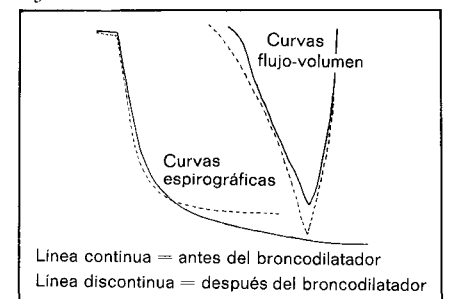


Fig. 7. Porcentaje de mejoría tras broncodilatadores.

Figura 8.



rabán pero nunca más allá de un 10%, por lo que tampoco podíamos hablar de efecto paradójico del broncodilatador.

La morfología de la curva, nos resultó un índice grosero pero demostrativo de la mejoría obtenida. A simple vista parecerían más llamativos los cambios que los producidos en la espirografía, más si superponíamos también estos últimos, se observaba que la variación en la morfología de la espiración forzada era asimismo evidente en un mismo paciente, como era de esperar (fig. 8).

El dibujar las curvas a VT y seguidamente a FVC nos parece aconsejable. Creemos que nos aporta algún dato complementario y ayuda a hacernos una idea de la dinámica respiratoria del sujeto y de su posible grado de insuflación.

Comprobamos asimismo, que la respuesta del neumotacógrafo era mala para flujos pulmonares importantes, derivando la gráfica. Dicha circunstancia aparecía en individuos normales con flujos altos.

## Discusión

Arthur<sup>21</sup> en sus trabajos sobre la detección precoz de las enfermedades obstructivas mediante la curva MEFV, ya advierte sobre la conveniencia de inscribir el volumen en el eje (X), y el flujo en el eje (Y) de una mayor respuesta. Nosotros hemos comprobado también esa conveniencia. Los parámetros más rápidos deben de inscribirse según el eje de menor inercia (Y), ya que no necesitan arrastrar el soporte de la aguja inscriptora. Dibujamos los volúmenes en el eje (X) y los flujos en el (Y). La porción espiratoria de la curva por debajo del eje de los volúmenes, y la inspiratoria por encima de él (esto último es indistinto).

En cuanto a la reproductibilidad de las curvas, casi todos los autores coinciden en afirmar que lo son bastante, y que el control por osciloscopio por el propio paciente, sirve para mejorarla<sup>22</sup>. H. Bass<sup>20</sup> estudiando un grupo de sujetos normales y con BOC a los que les practica la curva a intervalos de tres minutos (en número de 10) dice en cuanto a la reproductibilidad, que tan sólo es preciso realizar 2 trazados similares, y en casos de disparidad o de duda aconseja una tercera maniobra. Raja y cols.<sup>23</sup> entre dos curvas consecutivas realizadas a los mismos sujetos obtenía los resultados siguientes: para la FVC 0,7-SD 4,6 % ;

para el  $V_{50}$  0,02-0,04% 1/s y 0,03-0,06% 1/s para el  $V_{75}$ . Nosotros obtenemos una mayor variabilidad entre nuestras siete curvas sucesivas en sujetos normales. Sin embargo, cuando en vez de comparar los dos valores más dispares de entre nuestras curvas, tomábamos la diferencia entre dos de ellas consecutivas, los resultados se aproximaban más a los suyos. Creemos aconsejable obtener tres curvas similares y tomar los valores máximo.

Hay autores, que han encontrado pequeñas diferencias entre la curva MEFV registrada en un osciloscopio con sistema fotográfico incorporado, y la misma, registrada en un sistema inscriptor X-Y. Otros por el contrario, Raja y cols.<sup>23</sup> estudiando un grupo de 10 sujetos no encuentran diferencias. Dadas las posibilidades de error encontradas en cuanto a la medición y amplificación, nos parece oportuno recomendar, que las curvas MEFV se realicen siempre que sea posible, a una amplificación máxima de 2 y se ponga especial cuidado en evitar errores en la medición.

Otros factores que afectan a la morfología de las curvas MEFV son: colocación impropia de la pieza bucal o nasal, escapes entre la pieza bucal y el neumotacógrafo y perforación de tímpanos en los sujetos examinados. Todos estos factores fueron eliminados en nuestros sujetos. Los tubos añadidos al neumotacógrafo pueden afectar a su calibración. En este caso persistían con las mismas dimensiones que las utilizadas para su calibración primitiva por la casa<sup>14</sup>.

No comparamos los cambios producidos en la curva MEFV con la posición del paciente. Bass en 5 sujetos normales y 11 asmáticos, no encuentra apenas diferencias pasando el paciente, de bipedestación a la posición de decúbito o a la de sentado.

El estudio de los volúmenes y de los flujos pulmonares se refiere a la espiración. El flujo inspiratorio es críticamente dependiente del esfuerzo a todo lo largo de él. Ya hemos expuesto además las dificultades que tenemos para trabajar con ella, debido a pequeños defectos de calibración del potenciómetro difícilmente subsanables. A. Carilli<sup>24</sup> sin embargo, habla de la importancia de los cocientes, flujos inspiratorios/flujos espiratorios como índice precoz de alteración de las pequeñas vías aéreas, y bien correlacionados con el retroceso elástico pulmonar.

Existen dificultades para la utilización de tablas de normalidad ajenas,

unas veces por diferencia del método, y otros, por diferencias antropométricas claras entre individuos de distintos países. Creemos que cada laboratorio debe de tener sus propias tablas, hasta tanto no se consiga una unificación del método y unas tablas nacionales. Podíamos haber comparado nuestros valores, con los más conocidos de Bass<sup>20</sup> o Cherniack<sup>25</sup>. De todas formas, tomar como referencia el propio individuo y referir en tanto por ciento de este valor los cambios producidos, se ha demostrado como buen método<sup>13</sup>.

No existe procedimiento fiel para apreciar la fuerza muscular, la cooperación o la eficacia de las instrucciones dadas. Sin embargo la reproductibilidad de las medidas de forma repetida, es índice probablemente de que el sujeto comprende lo que se le pide, y se esfuerza en realizarlo lo mejor posible (ya que no hemos practicado toma de presión pleural con balón esofágico<sup>26</sup>).

Ya dijimos en el prólogo, que el  $FEV_1$  y el  $FEV_1\%$  eran los más clásicos test de medida de la reversibilidad. Sin embargo dichos parámetros eran esfuerzo dependientes en su primera porción, dependencia debida a la diferencia de presiones entre pleura y boca<sup>3,27</sup>. Fry y cols.<sup>28</sup>, comprobaron que al aumentar la presión pleural aumenta el flujo, pero hasta un máximo tras del cual, cualquier incremento en la presión no va seguida de un aumento del flujo. (curvas iso-volumen-presión-flujo). Por tanto los flujos medidos a partir de este punto ( $MMEF_{25-75}$  espirográfico y flujos a medianos y bajos volúmenes en la curva MEFV), eran esfuerzos independientes. Por las razones expuestas, es claro las ventajas que puede tener el flujo en cuanto a mayor sensibilidad y eliminar el factor dependiente del esfuerzo.

Las curvas MEFV, al ser como la espirografía maniobras de espiración forzada, pensamos que nos debían aportar los mismos datos que ésta. En un estudio que hicimos sobre 36 sujetos normales<sup>29</sup>, comprobamos que la FVC y el  $MMEF_{25-75}$  espirográficos coincidían con la FVC y la medida de los flujos  $V_{50}$ ,  $V_{75}$  y  $V_{25}$  de la curva MEFV. Por todo ello, al practicar la curva MEFV comprobamos que los valores de FVC coinciden con los de la espirografía (que realizamos previamente), admitiendo una variación máxima de un 5 a un 7%, si no es así repetimos los trazados. Numerosos autores, coinciden en afirmar la similitud de ambos trazados<sup>5,15,16,21</sup>. Benatar<sup>19</sup> encuentra

correspondencia entre el MMEF<sub>25-75</sub> y el  $\dot{V}_{50}$  en la curva MEFV. Zamel<sup>30</sup> encuentra que la curva MEFV es más sensitiva que la espirografía para la separación de fumadores y no fumadores. Raja<sup>23</sup> estudiando 17 asmáticos y 21 sujetos con BOC encuentra en el primer grupo: 5 MMEF y 8  $\dot{V}$  en la curva MEFV por debajo de lo normal; y 5 MMEF y 7 $\dot{V}$  en el segundo grupo. Laval<sup>17</sup> halla más sensible el MMEF<sub>25-75</sub>. Creemos que no es motivo de este trabajo el enfrentar una y otra exploración, tan sólo señalaremos que a bajos volúmenes pulmonares en la curva MEFV, aumentaban nuestros errores en cuanto a la medición de los de los flujos, no habiendo, sin embargo, diferencias ostensibles como parámetros de broncodilatación entre cada uno de ellos ( $\dot{V}_{50}$ ,  $\dot{V}_{75}$  y  $\dot{V}_{85}$ ). La introducción de otros flujos espirográficos (MMEF<sub>50-75</sub> y MMEF<sub>75-85</sub>) que aseguran ser más sensibles que el MMEF<sub>25-75</sub>, abren nuevos horizontes de estudio<sup>31,32</sup>.

Las Raw han sido otros de los parámetros considerados como un buen índice de broncodilatación. Castillo<sup>3</sup> en un grupo de 8 normales a los que de hora en hora practicaba medidas de: FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub> %, Raw, y MMEF<sub>25-75</sub>, comprueba que el FEV<sub>1</sub> es el parámetro más reproducible y las Raw el menos siendo el que más varía en el tiempo (en 40%) con un 30% de variación para el flujo. Ulmer<sup>4</sup> viendo las variaciones horarias de las Raw a lo largo de las 24 horas en 21 enfermos, obtiene unos índices de variación similares a los de Castillo y cols. Según la literatura por tanto, las Raw son inferiores al flujo por su mayor variabilidad.

En la producción de la curva y los flujos, numerosos factores entran en juego: fuerza de retracción elástica, Raw, aceleración convectiva del gas, viscosidad y densidad del mismo, secreción bronquial, tono muscular bronquial, presión transmural, límites a la inspiración y espiración, historia natural del flujo, etc. No queremos entrar en el análisis de cada uno de ellos, aconsejando la completa revisión de A. Bouhuys<sup>14</sup> sobre el tema. Tan sólo quisiéramos hacer notar con Peslin<sup>33</sup>, que el flujo depende entre otros factores de la colapsabilidad bronquial por ser medido durante

una espiración forzosa, cosa que no le sucede a las Raw.

Un % de mejoría de flujo, puede ser un método para apreciar la reversibilidad del asmático, pero un método aproximativo tan sólo. Nosotros hemos considerado los flujos a un % de la FVC, pero no los hemos referido a variaciones de volumen sufridas por el mismo individuo, lo que hubiese hecho aproximar los resultados a la situación real. Asimismo, solamente hemos considerado el aire espirado en la boca, no incluyendo el aire comprimido en el tórax, que hubiese sido posible medir mediante el pletismógrafo corporal, y que ha mostrado su interés en las BOC<sup>34</sup>.

Todos los autores coinciden en el interés de la morfología de las curvas durante las pruebas broncodinámicas. Permiten apreciar los cambios producidos, la relación de la convexidad o el aumento de la concavidad hacia el eje de los volúmenes en la porción espiratoria de la curva. Creemos con Fueki y Laval<sup>35</sup> en el interés de dibujar la curva también a VT. Aporta un aspecto dinámico de la función respiratoria en un sujeto dado en condiciones de reposo y de esfuerzo. De ello, pueden deducirse indicaciones en lo que concierne al umbral de la disnea y la modalidad de gimnasia reeducativa ventilatoria.

## Resumen

Queremos como resumen de lo expuesto, dejar una serie de conclusiones:

1. Deberán inscribirse los volúmenes en el eje (X) y los flujos en el eje (Y).
2. No se utilizará la constante de tiempo del sistema.
3. Se evitarán amplificaciones más allá de la posición 2, así como errores en la medición.
4. Se practicará un mínimo de tres trazados similares, de los que se tomarán los valores máximos.
5. El flujo, es un buen parámetro para ver la reversibilidad de la obstrucción bronquial. Posee ventajas en algunos aspectos sobre el FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub> % y Raw.
6. Habida cuenta de la reproducibilidad en los flujos, para dar una po-

sitividad del efecto broncodilatador, exigiremos de un 25 a un 30% o más de mejoría.

7. Entre los flujos instantáneos de la curva MEFV, nos parece oportuno utilizar como índice de broncodilatación el  $\dot{V}_{50}$ , ya que los flujos a más bajos volúmenes pulmonares, tienen mayores errores en cuanto a la medición, y mayor variabilidad en cuanto a la reproductibilidad.

8. La morfología de la curva MEFV nos aportará algún dato aclaratorio sobre la broncodilatación producida.

9. Es útil asimismo la inscripción de la curva MEFV a VT.

## Summary

### FLOW-VOLUME CURVE AS A TEST OF BRONCHODILATATION

As a summary of their work, the authors have written a series of conclusions:

1-The volumes should be inscribed in the axis (X) and the flows in the axis (Y).

2-The constant of time of the system will not be used.

3-Amplifications beyond position 2 are to be avoided as well as errors in measurement.

4-A minimum of three similar tracings will be made, from which the maximum values will be taken.

5-The flow is a good parameter to see the reversibility of the bronchial obstruction. It has advantages, in some aspects, over the FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub> % and Raw.

6-Taking into account the reproductibility of the flows, to give a positive take of the bronchodilator effect, a 25 to a 30 % or more improvement will be required.

7-Among the instantaneous flows of the curve MEFV, the authors feel it opportune to use  $\dot{V}_{50}$  as index of bronchodilatation, as the flows at lower pulmonary volumes have greater errors with respect to measurement, and greater variability with respect to reproductibility.

8-The morphology of the curve MEFV will give some explanatory data on the bronchodilatation produced.

9-The inscription of the curve MEFV to VT is also useful.

## BIBLIOGRAFIA

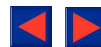
1. DRUTEL, P.: Asthme. Exploration fonctionnelle pulmonaire. Ed. H. Denolin y P. Sadooul. pag. 1137. Ed. Masson y Cia. Paris. 1965.
2. BATES, D.V. MACKLEM, P. y CHRIS-

TIE, R.V.: Respiratory function in disease, pag. 140. W.B. Saunders. Filadelfia. 1971.

3. CASTILLO, J., DIAZ FERNANDEZ, M., MONTEMAYOR, T., RAMIS, P., PEÑAFIEL, M. y LOPEZ MEJIAS, J.: Indices de obstrucción bronquial. Estudio comparativo del volu-

men espiratorio forzado en un segundo, del flujo 25-75%, de la capacidad vital y de las resistencias de vías aéreas en su reproductibilidad, precocidad y como test de broncodilatación. Arch. Bronconeumol. en prensa.

4. ULMER, W.: Interet respectif de diffe-



rentes investigations chez le malade. Mesa Redo-da. Entretien de Physiopathologie Respiratoire de Nancy. 8.<sup>a</sup> serie. 1970.

5. PHAM, Q. y MIRE, B.: Interet et limites des mesures du VEMS des RVA par plethysmographie et du debit maximum de pointe pour juger des epreuves pharmacodynamiques en epidemiologie. *Rev. Inst. Hyg. Allergy and Appl. Immunol.*, 28:69, 1973.

6. PETIT, J.M. MELON, J. y MILIC EMILI, G.: Application pratique de la technique de l'interruption du courant aerien dans les test de provocation. *Intern. Arch. Allergy and Appl. Immunol.*, 16:126, 1960.

7. DIAZ FERNANDEZ, M. CASTILLO GOMEZ, J. RAMIS BISELLACH, P. MONTEMAYOR RUBIO, T. RODRIGUEZ BECERRA, E. y LOPEZ MEJIAS, J.: Evolucion de los volumenes pulmonares estaticos tras broncodilatadores en el asma bronquial. *Arch Bronconeumol.* en prensa.

8. SCHRIJEN, F. y PESLIN, P.: Etude du volume residuel et de la mixique. En Exploration fonctionnelle pulmonaire. Ed. H. Denolin y P. Sadoul. pag 515. Ed. Masson y Cia. Paris. 1965.

9. GOLD, W.M. KAUFMAN, H.S. y NODEL, J.A.: Elastic recoil of the lung in chronic asthmatic patients before and after therapy. *J. Appl. Physiol.*, 23:433, 1967.

10. LOPEZ MEJIAS, J. y RAMIS BISELLACH, P.: El flujo máximo espiratorio medio (MMEF) en los asmáticos. *Arch. Bronconeumol.*, 11:104, 1975.

11. PREFAUT, CH., TOURNOUX, A., DAVID, P., MICHEL, F.B. y CHARDON, G.: Le debit maximum expiratoire 25-75%. Données physiologiques. Interet physiopathologique. *Rev. Franç. Mal. Resp.*, 11:923, 1974.

12. PREFAUT, CH., TOURNOUX, A., MICHEL, F.B., BIANCHI, M. y CHARDON, G.: Débit maximum expiratoire 25/75% (D.M.E. 25-75%). Son interet chez le sujet normal et chez l'astmatique. *Poumon et Coeur*, 28:179, 1972.

13. BOUHUY, A.: Maximum expiratory Flow-Volume Curves in children and adolescents. Entretien de Physiopathologie Respiratoire de Nancy. 8.<sup>a</sup> serie. 1970.

14. BOUHUY, A.: Breathing Physiology, Environment and lung disease, pag. 177. Grune y Stratton. Nueva York. 1974.

15. HYATT, R. y BLACK, L.: The flow-Volume Curve. A current perspective. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 107:191, 1973.

16. OLIVE, J. y HYATT, R.: Maximal expiratory flow and total respiratory resistance during induced bronchoconstriction in asthmatic subjects. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 106:366, 1972.

17. LAVAL, P., FUEKI, R., FELICIANO, J.M., KLEISBANER, J.P. y POIRIER, R.: Modifications de la boucle debit/volume chez les patients asthmatiques au cours des epreuves pharmacodynamiques. *Lyon. Medt.-Med.*, 9:27, 1973.

18. LANDAU, L.I., TAUSSING, L.M., MACKLEM, P.T. y BEAUDRY, P.H.: Contribution of inhomogeneity of lung units to the maximal expiratory flow-volume-curve in children with asthma and cystic fibrosis. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 111:725, 1975.

19. BENATAR, S.R., CLARK, T.J. y COCHRANE, G.M.: Clinical Relevance of the Flow Rate Response to low Density Gas Breathing in asthmatics. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 111:126, 1975.

20. BASS, H.: The Flow-Volume Loop: Normal Standards and abnormalities in chronic obstructive Pulmonary disease. *Chest.*, 63:172, 1973.

21. GELB, A. y MACANALLY, B.: Early Detection of obstructive Lung Disease by analysis of maximal expiratory Flow volume-curves. *Chest.*, 64:750, 1973.

22. BOUHUY, A.: Interet respectif de diferentes investigations chez le malade. Mesa Redonda. Entretien de Physiopathologie Respiratoire de Nancy. Masson et Cie. 1971.

23. RAJA, T., ABBOUT, W. y MORTON, J.: Comparison of maximal mid-expiratory Flow, Flow volume Curves, and Nitrogen Closing Volumes in patients with mild airway obstruction. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 111:409, 1975.

24. CARILLI, P., LAWRENCE, J., DENSON, MALABANAM, S.: The Flow-volume loop in normal subjects and in diffuse lung disease. *Chest.*, 66:474, 1974.

25. CHERNIACK, R.M., y RAVER, M.B.: Normal standards for ventilatory functions using an automated wedge spirometer. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 106:38, 1972.

26. MEAD, J.: Une introduction au langage de la mecanique ventilatoire. *Bull. Physio-pathol. Resp.*, 7:5, 1972.

27. Mecanique broncho-pulmonaire. Entretien de Physiopathologie Respiratoire. 1971.

28. FRY, D.L., EBERT, R.V., STEAD, W.W. y BROWN, D.: The mechanics of pulmonary ventilation in normal subjects and in patients with emphysema. *Am. J. Med.*, 80:16, 1954.

29. MONTEMAYOR RUBIO, T., CASTILLO GOMEZ, J., DIAZ FERNANDEZ, M., RODRIGUEZ BECERRA, E., RAMIS BISELLACH, P. y GONZALEZ BRAZO, J.: Curva Flujo-Volumen (MEFV), comparación con los test espirográficos habituales. *Arch. Bronconeumol.* (en prensa).

30. ZAMEL, N., KASS, R. y FLEISCHLI, G.F.: Relative sensitivity of maximal expiratory Flow volume curves using spirometer versus body plethysmograph to detect mild airway obstruction. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 107:61, 1974.

31. KALACIC, I.: Early detection of expiratory airflow obstruction in cement workers. *Bull. Physio-path. Resp.*, 11:65, 1975.

32. MORRIS, J., KOSKI, A. y BREESE, J.: Normal Values and evaluation of forced end-expiratory Flow. *Am. Rev. Resp. Dis.*, 11:752, 1975.

33. PESLIN, R., TENEMBAUM, D., PETIT, P. y MARCHAND, C.: Un diagramme pour analyser les anomalies de la permeabilité bronchique. *Bull. Physio-pathol. Resp.*, 11:321, 1975.

34. TAKISHIMA, T., GRIMBY, G., GRAHAM, W., KUNDSON, R., MACKLEM, P.T. y MEAD, J.: 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, 1967.

35. FUEKI, R., FELICIANO, J.M., KLEISBANER, J.P., POIRIER, R., COHEM, G., y LAVAL, P.: Analyse de la boucle debit/volume et fonction ventilatoire. *Marseille Med.*, 11:110, 1973.