



Ideap

**Técnica e Interpretación de
Espirometría en Atención Primaria**
Programa de Formación

Juan Enrique Cimas Hernando
Médico de Familia
Centro de Salud de Contrueces. Gijón. Asturias

Javier Pérez Fernández
Médico de Familia
Centro de Salud de La Calzada. Gijón. Asturias

1.1

Introducción a la espirometría

- 1. Fisiología pulmonar: el proceso de la respiración**
- 2. Tipos de espirómetros**
- 3. Representación gráfica de la espirometría**
- 4. Principales medidas espirométricas.
Valores de referencia**
- 5. Indicaciones y contraindicaciones de la espirometría**



Fisiología pulmonar: el proceso de la respiración

La respiración es un mecanismo complejo que engloba cuatro grandes procesos:

- Ventilación pulmonar, es decir, la entrada y salida del aire en los pulmones.
- Difusión de los gases (oxígeno y dióxido de carbono) entre los alvéolos y la sangre.
- Transporte del oxígeno y del dióxido de carbono en la sangre hasta las células, y viceversa.
- Regulación neurológica de la respiración.

De todos estos aspectos, nosotros sólo nos vamos a ocupar del primero, es decir, de la mecánica de la entrada y salida de aire de los pulmones. Puede que así enunciado

parezca algo nimio, pero como veremos a continuación, daría para escribir varios libros. Nosotros nos conformaremos con uno; así pues, comencemos.

BASES ANATÓMICAS DE LA RESPIRACIÓN

Podemos simplificar bastante el aparato respiratorio si lo vemos formado únicamente por dos partes: el parénquima pulmonar, o tejido de sostén, y el árbol traqueobronquial, que es por donde pasa el aire hasta la zona de intercambio; todo ello encerrado en una caja, que es la caja torácica. Los pulmones están revestidos de una membrana serosa (la pleura visceral) que se refleja en la zona de los hilios pulmonares, recubriendo también la

i

Elasticidad

Los pulmones tienen tendencia constante a recuperar su volumen inicial, es decir, tienen tendencia al colapso, tratando de separarse de la pared torácica. Esta tendencia está determinada por la existencia de fibras elásticas en el parénquima y por la tensión superficial del líquido que recubre los alvéolos, que provoca una tendencia continua de éstos a colapsarse. La suma de estos dos factores determina la *presión de retracción elástica* (P_{st}) o *presión transpulmonar*.

Podemos comprender más claramente la presión de retracción elástica si comparamos los pulmones con un globo de niños: al hincharlo, si no tapamos la boquilla, el aire tiende a salir por la presión que la retracción de la goma hace sobre el contenido. Esa presión será tanto mayor cuanto mayor sea el volumen de aire que hemos introducido. Lo mismo sucede en los pulmones: cuanto mayor sea el volumen de aire de llenado del alvéolo, mayor será la P_{st} .

i

Distensibilidad estática o *compliance* estática (C_{st})

Se define como el aumento de volumen de los pulmones por cada unidad de aumento de presión alveolar. Normalmente es de 130 ml por cada aumento de 1 cm de H_2O de presión alveolar.

La distensibilidad representa, pues, la capacidad de expandirse que tiene el pulmón. Está facilitada por la estructura elástica del pulmón y por la existencia del surfactante pulmonar, que reduce mucho la tensión superficial en los alvéolos. Como queda dicho, la distensibilidad va a depender fundamentalmente de la presión alveolar.

cara interna de la caja torácica (pleura parietal).

El parénquima pulmonar está formado por colágeno y por tejido elástico, que hace que el pulmón tenga dos características esenciales: *elasticidad* y *distensibilidad*.

Por su parte, el árbol traqueobronquial puede dividirse en tres zonas: *zona de conducción* (tráquea, bronquios y bronquiolos no alveolares), en la que no se produce difusión del aire; *zona de transición* (bronquiolos respiratorios y conductos y sacos alveolares), y *zona de intercambio*, que son los alvéolos.

El árbol bronquial tiene un total de 23 niveles de división, desde los bronquios principales (nivel 1) hasta los sacos alveolares (nivel 23). Nos interesa reseñar únicamente que el calibre de las sucesivas ramificaciones es cada vez menor, y que el cartílago va escaseando hasta el nivel 4 de división; de ahí en adelante, es decir, a partir de los bronquiolos, la pared de la vía aérea no tiene cartílago.

Para que los pulmones puedan llenarse de aire es necesario que la caja torácica se expanda, lo que se logra por dos mecanismos:

- Aumentando el diámetro vertical del tórax, contrayendo el diafragma.

- Aumentando el diámetro anteroposterior del tórax, mediante la elevación de las costillas y el esternón.

Para la espiración se produce el fenómeno contrario, es decir, el diafragma sube y las costillas y el esternón bajan.

La inspiración es un fenómeno activo que requiere de la contracción del diafragma y de los otros músculos inspiratorios (tabla I); por el contrario, la espiración es un fenómeno pasivo, y se produce por la simple retracción del tejido elástico pulmonar y la relajación de los músculos inspiratorios. Sin embargo, en la espiración forzada intervienen igualmente determinados músculos, principalmente los abdominales y los intercostales internos.

PRESIONES Y FLUJOS PULMONARES

En condiciones normales, los espacios alveolares del pulmón están comunicados con la boca, donde la presión del aire es equivalente a la atmosférica. Por tanto, para que el aire entre en los pulmones se debe generar dentro de éstos una presión menor que la atmosférica, es decir, una presión negativa,

TABLA I
Músculos que intervienen en la respiración

	Inspiración	Espiración
Principales	Diafragma Intercostales externos	Abdominales (recto anterior) Intercostales internos
Accesorios	Esternocleidomastoideo Escalenos Dorsal ancho Pectorales	

para que el aire fluya desde el exterior hacia los alvéolos. Y al contrario, para la espiración, la presión en las vías aéreas debe ser positiva (mayor que la atmosférica), para que el aire vaya desde los alvéolos hasta el exterior.

La contracción de los músculos respiratorios hace que las paredes de la caja torácica se alejen del pulmón; a su vez, la retracción elástica de éste hace que tienda a colapsarse, alejándose de la pared torácica. Estas dos fuerzas contrapuestas hacen que se genere una presión negativa en el espacio intrapleural, que se transmite al pulmón, permitiendo la entrada de aire a los alvéolos y haciendo así que el pulmón se distienda. Ésta es la llamada *presión pleural* (P_{pl}).

La P_{pl} es negativa durante la inspiración; sin embargo, durante la espiración forzada la P_{pl} se hace positiva. Así, durante la espiración forzada son dos las presiones que actúan sobre el alvéolo para permitir la salida de aire: la presión pleural (P_{pl}) y la presión de retracción elástica (P_{st}). La suma de ambas constituye la *presión alveolar* (P_{alv}):

$$P_{alv} = P_{pl} + P_{st}$$

Ahora es fácil deducir por qué a la presión de retracción elástica se la denomina también presión transpulmonar, ya que la P_{st} es igual a la diferencia de presiones entre la pleura y el alvéolo:

$$P_{st} = P_{alv} - P_{pl}$$

Para comprender mejor la actuación de las diferentes presiones sobre las vías respiratorias y la generación de flujos, vamos a fijarnos en un esquema que reduce todo el árbol respiratorio a un solo alvéolo y una sola vía aérea, y que se denomina modelo unicompartmental (fig. 1).

En el ejemplo, la P_{alv} es de 30 cm H_2O , pero en la boca se equipara a la presión atmosférica (0). Eso significa que a lo largo de la vía aérea la P_{alv} se va reduciendo progresivamente, por efecto de la resistencia que la propia vía aérea opone a su paso.

Al reducirse la P_{alv} , llega un momento en que se iguala con la P_{pl} , es decir, la presión dentro y fuera de la vía aérea es la misma. Al punto en que esto sucede se le denomina *punto de igual presión (PIP)* o, en inglés, *equal pressure point (EPP)*. A partir del PIP, la P_{pl} es superior a la presión intraluminal, y por lo tanto se produce el colapso de la vía aérea si no está protegida por cartílago. Si el PIP cae en una zona de la vía aérea sin cartílago, se produce el colapso de la vía y por tanto una limitación dinámica al flujo aéreo, con atrapamiento aéreo e hiperinsuflación pulmonar.

A la zona comprendida entre el alvéolo y el PIP se la denomina “corriente arriba” (*upstream*) o *zona periférica*, y a la comprendida entre el PIP y el exterior, “corriente abajo” (*downstream*) o *zona central*.

Veamos ahora qué sucede con la generación de flujos. El flujo generado en el alvéolo es directamente proporcional a la P_{st} , que como hemos visto depende también del volumen inicial. Así pues, a mayor volumen inicial, mayor P_{st} y, por tanto, mayor flujo.

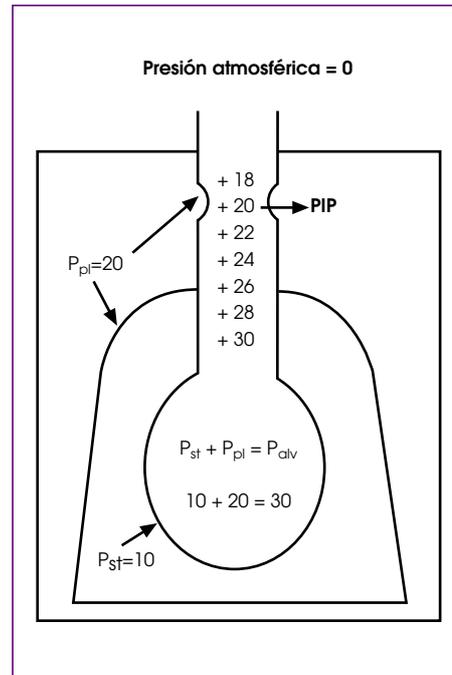


Fig. 1. Modelo unicompartmental del pulmón para mostrar la relación entre presiones y el punto de igual presión (PIP) (modificado de Méndez Lanza et al., 1997).

i

Resistencia de la vía aérea (R_{aw})

Es la resistencia que la vía aérea opone al paso del aire. Depende sobre todo del calibre útil de la vía aérea, que a su vez está condicionado fundamentalmente por el volumen de aire en la vía (es decir, a mayor volumen, mayor calibre de la vía y menor R_{aw}). Cuando el volumen es la capacidad pulmonar total, la R_{aw} es prácticamente nula.

Las pequeñas vías aéreas en conjunto sólo aportan el 20% de la R_{aw} , ya que se consideran conjuntamente, con una sección equivalente al 80% del área total de las vías respiratorias. El 80% de la R_{aw} se localiza en las grandes vías (tráquea y bronquios principales y lobares).

El inverso de la R_{aw} es la *conductancia* (G_{aw}), que es directamente proporcional al volumen pulmonar.

Pero, además, el flujo se ve dificultado por la R_{aw} , siendo inversamente proporcional a ésta; por tanto:

$$\text{Flujo} = \frac{P_{st}}{R_{aw}}$$

Así, en el *upstream* el flujo generado depende fundamentalmente de la presión de retracción elástica (P_{st}), mientras que en el *downstream* depende fundamentalmente de la colapsabilidad de la vía aérea y del valor de la presión pleural, que es la que actúa a partir del PIP.

Al realizar una maniobra de espiración forzada partiendo de un volumen dado, la única solución para incrementar el flujo consiste en disminuir la R_{aw} , ya que la P_{st} es fija en cada sujeto para un mismo volumen. Esto se logra moviendo el PIP hacia los alvéolos, a medida que se va reduciendo el volumen restante. En los sujetos sanos el PIP comienza en la tráquea, para desplazarse a los bronquios lobares cuando se ha eliminado un 50%-60% de la capacidad vital. El colapso de la vía aérea sólo se produciría a volúmenes muy bajos, cuando el PIP llega a vías sin cartílago.

Sin embargo, en algunos procesos patológicos, el PIP puede desplazarse hacia las vías de menor tamaño, provocando su colapso en fases precoces de la espiración, produciéndose así el fenómeno de atrapamiento aéreo.

¿POR QUÉ SE USA LA ESPIROMETRÍA FORZADA?

Cuando partimos de la capacidad vital, al incrementarse la presión pleural se aumenta el flujo progresiva y rápidamente hasta alcanzar un flujo máximo que corresponde al flujo espiratorio máximo (FEM) o *peak-flow* de la curva de flujo/volumen. Sin embargo, cuando

los volúmenes son menores del 70% de la capacidad vital, por mucho que incrementemos la presión pleural (es decir, el esfuerzo espiratorio), no se consigue aumentar el flujo.

Por esta razón se utiliza la espiración forzada, ya que una vez alcanzada una maniobra de capacidad vital forzada adecuada, el flujo va a depender de la presión elástica y de la resistencia de las vías aéreas, y no del esfuerzo del sujeto.

Podemos, pues, dividir la curva de flujo/volumen en tres partes:

- Una primera parte que dura hasta alcanzar el 70% de la capacidad vital forzada (es decir, hasta que se ha expulsado el 30% de dicha capacidad). Esta primera parte es esfuerzo-dependiente, e incluye una etapa de aceleración del flujo hasta alcanzar el FEM y una segunda etapa de deceleración inicial hasta alcanzar el punto de limitación del flujo.
- La segunda parte comprende prácticamente el resto de la espiración, y es esfuerzo-independiente.
- La última parte es la parte final de la espiración, y en ella los flujos disminuyen de manera lenta y anárquica. Es una parte muy variable, y podría decirse que representa el 10% de la espiración.

Si relacionamos las curvas de flujo/volumen y de volumen/tiempo, podemos ver las mismas fases en ambos tipos de curva (fig. 2).

VOLÚMENES PULMONARES

La medición de los volúmenes pulmonares "estáticos" se realiza mediante la llamada *espirometría simple*. Esta maniobra consiste en registrar, en un espirómetro de agua (ver capítulo 2) o en uno de los modernos espiró-

metros computarizados, el ciclo inspiración/espriación completo, tanto a volúmenes normales como haciendo maniobras de inspiración y espiración máximas. De esta forma se obtiene la gráfica que podemos ver en la figura 3.

Así se obtienen cuatro *volúmenes* básicos (volumen tidal, volumen de reserva ins-

piratoria, volumen de reserva espiratoria y volumen residual) y cuatro *capacidades*, que son la suma de dos o más volúmenes (capacidad inspiratoria, capacidad residual funcional, capacidad vital y capacidad pulmonar total).

Es importante señalar que, aunque en la figura 3 se representan, a efectos docentes,

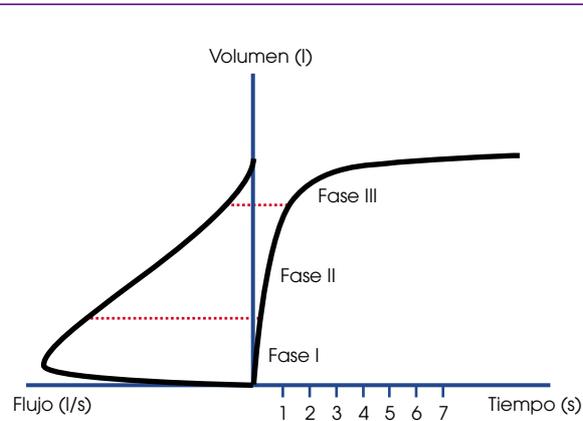


Fig. 2. Fases de la curva de flujo/volumen y su relación con la curva de volumen/tiempo.

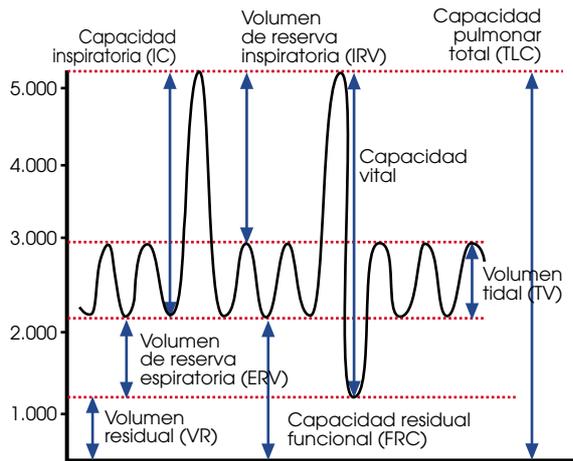


Fig. 3. Volúmenes y capacidades pulmonares.

junto a los demás el volumen residual, la capacidad residual funcional y la capacidad pulmonar total, estas tres medidas no se pueden registrar mediante la espirometría, dado que el volumen residual sólo puede medirse utilizando técnicas más complejas,

como la dilución de helio o la pletismografía corporal.

En la tabla II se expone la denominación en castellano e inglés de las distintas medidas reseñadas, así como su abreviatura en ambos idiomas.

TABLA II
Denominación y abreviaturas de los volúmenes y capacidades pulmonares, en castellano e inglés

Castellano		Inglés	
Volúmenes:		Volúmenes:	
• Volumen tidal	VT	• Tidal volume	TV
• Volumen de reserva inspiratoria	VRI	• Inspiratory reserve volume	IRV
• Volumen de reserva espiratoria	VRE	• Expiratory reserve volume	ERV
• Volumen residual	VR	• Residual volume	RV
Capacidades:		Capacidades:	
• Capacidad inspiratoria	CI	• Inspiratory capacity	IC
• Capacidad residual funcional	CRF	• Functional residual capacity	FRC
• Capacidad vital	CV	• Vital capacity	VC
• Capacidad pulmonar total	CPT	• Total lung capacity	TLC
Parámetros espirométricos:		Parámetros espirométricos:	
• Capacidad vital forzada	CVF	• Forced vital capacity	FVC
• Volumen espiratorio forzado en el primer segundo	VEMS	• Forced expiratory volume in the first second	FEV ₁
• Relación VEMS / CVF x 100	VEMS/CVF%		FEV ₁ /FVC% o FEV ₁ %
• Índice de Tiffeneau	VEMS / CV%		FEV ₁ /VC%
• Flujo espiratorio máximo	FEM	• Peak expiratory flow o peak expiratory flow rate	PEF o PEF _R
• Flujo espiratorio forzado entre el 25% y el 75% de la CVF	FEF _{25-75%}	• Forced expiratory flow rate between the 25% and 75% of FVC	FEF _{25-75%}

Cuando respiramos normalmente movemos sólo una parte limitada de nuestra capacidad pulmonar, que en condiciones normales es suficiente para las necesidades del organismo. Ese volumen se denomina *volumen normal*, *volumen corriente* o *volumen tidal* (TV), y es de unos 500 ml en el adulto normal.

Pero nuestros pulmones son capaces de introducir más aire haciendo una inspiración más profunda, hasta alcanzar el máximo volumen de aire que puede ser inspirado desde una inspiración normal; es el llamado *volumen de reserva inspiratoria* (IRV).

De forma análoga, desde una espiración normal podemos expulsar aún una determinada cantidad de aire; es el *volumen de reserva espiratoria* (ERV).

Sin embargo, a pesar de haber logrado expulsar todo el aire que somos capaces de movilizar, aún queda una determinada cantidad de aire en los pulmones; es aire que no podemos movilizar, y se denomina *volumen residual* (RV). Este aire residual sirve para evitar el colapso de las vías aéreas, y además permite el intercambio gaseoso en el alvéolo entre dos respiraciones. Si no fuese por este aire que queda, las concentraciones de oxígeno y CO₂ en la sangre tendrían grandes oscilaciones en cada respiración. Como queda dicho, el volumen residual no se puede medir mediante la espirometría, y su cálculo requiere técnicas más complejas, como la dilución de helio o la pletismografía.

Si consideramos la cantidad de aire que una persona puede inspirar desde una situación de espiración normal hasta la máxima capacidad de los pulmones, vemos que equivale a la suma del volumen tidal y del volumen de reserva inspiratoria, y se denomina *capacidad inspiratoria* (IC).

Si al final de una espiración normal medimos la cantidad de aire que queda en los pul-

mones, obtenemos la *capacidad residual funcional* (FRC), que es la suma del volumen de reserva espiratoria y del volumen residual.

Nos interesa también conocer cuál es la máxima cantidad de aire que podemos movilizar durante la respiración. Esa cantidad la obtenemos sumando el volumen tidal, el volumen de reserva inspiratoria y el volumen de reserva espiratoria. Obtenemos así la *capacidad vital* (VC).

Por último, es igualmente interesante conocer cuál es la cantidad total de aire que cabe en los pulmones, es decir, cuál es la *capacidad pulmonar total* (TLC); la obtenemos sumando el volumen tidal, el volumen de reserva inspiratoria, el volumen de reserva espiratoria y el volumen residual.

Es importante reseñar que la capacidad vital obtenida en una espirometría simple, es decir, con una respiración reposada o lenta, es ligeramente diferente de la que más tarde veremos que se obtiene en la espiración forzada. Por ello, a la primera se la denomina *capacidad vital lenta* (*slow vital capacity*, SVC) o simplemente *capacidad vital* (VC), mientras que a la segunda se la denomina *capacidad vital forzada* (*forced vital capacity*, FVC). Aunque en individuos sanos ambas son prácticamente iguales, en presencia de patología la FVC puede ser menor que la VC, debido a la compresión dinámica en el segmento del *downstream* de la vía aérea.

La capacidad pulmonar total (TLC) puede verse afectada en diversas enfermedades pulmonares, neuromusculares y estructurales del tórax. Así, la TLC se ve disminuida en casos de fibrosis pulmonar, ya que ésta limita la adaptabilidad (*compliance*), y por tanto resta volumen al pulmón, lo mismo que en caso de edema pulmonar en el curso de enfermedades cardiovasculares o de otro tipo. También puede verse disminuida por parálisis de deter-

minados músculos respiratorios, tal como sucede en ciertas lesiones medulares, puesto que la presión pleural generada es muy baja, y por tanto el pulmón moviliza muy poco aire. Otro tanto sucede en las deformidades de la pared torácica como la cifoescoliosis importante, que limita la movilidad del tórax y, por tanto, la capacidad de llenado de los pulmones. Todo este conjunto de causas por las que se obtiene una TLC disminuida se conocen como *patologías restrictivas*.

Como ya se ha señalado, la TLC no se puede calcular a partir de una espirometría; por tanto, para la aproximación de sospecha de patología restrictiva se usa la capacidad vital (VC), que estará también reducida por las mismas causas que la TLC.

Sin embargo, debemos tener cuidado con esta idea de que la FVC disminuida traduce un problema restrictivo, pues dejamos al margen un parámetro importante: el volumen residual. En efecto, en patología obstructiva de cierta importancia, encontraremos una FVC igualmente disminuida sin que exista patología res-

trictiva. Eso se debe a que la compresión dinámica del *downstream* de la vía aérea provoca el colapso de la misma, generando atrapamiento aéreo (hiperinsuflación) y aumentando de esta manera el volumen residual. Como la TLC es la suma de la VC y el RV, se comprende fácilmente que en estas circunstancias encontraremos una VC disminuida que nos puede hacer interpretar erróneamente que existe restricción, cuando en realidad la TLC es normal. La diferencia entre ambas situaciones se puede ver claramente en la figura 4.

Así pues, una FVC disminuida en una espirometría no permite deducir que se trate de una restricción. Para ello debería completarse el estudio de los volúmenes pulmonares en un laboratorio de función pulmonar. Todo lo más, como veremos más adelante, si encontramos un patrón restrictivo en la espirometría en ausencia de signos de obstrucción, podemos sospechar una enfermedad restrictiva, que en todo caso se confirmará por la clínica y el estudio completo de los volúmenes pulmonares.

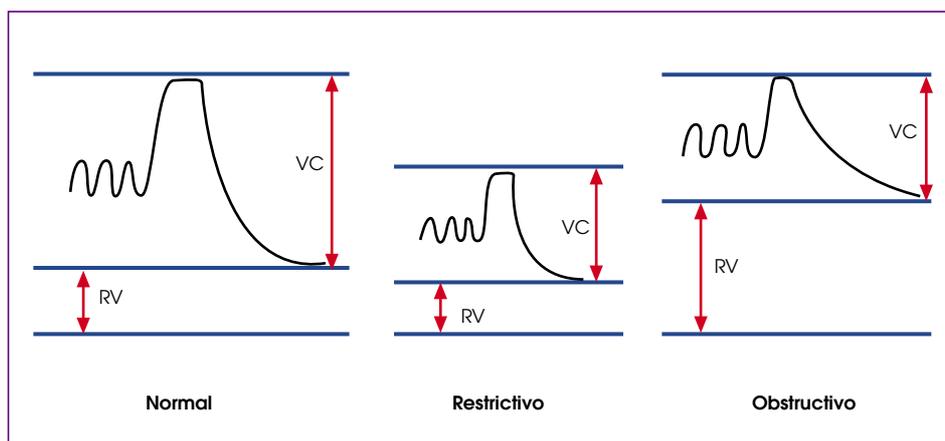


Fig. 4. Capacidad vital y volumen residual en patología restrictiva y obstructiva.

2

Tipos de espirómetros

Las primeras mediciones espirométricas, tal como hoy las entendemos, las realizó John Hutchinson a mediados del siglo XIX. Para ello diseñó un aparato que se sigue utilizando casi sin cambios hasta nuestros días, y que es conocido como *espirómetro de agua*.

Ya en el siglo XX se inventaron los espirómetros de fuelle, que por contraposición a los de agua se denominaron *espirómetros secos*. Más tarde aparecieron los neumotacógrafos, los de turbina, etc., que también eran secos, pero claramente distintos a los de fuelle, ya que el paciente respiraba en un dispositivo abierto, y no en un circuito cerrado como en el de agua o en los de fuelle. Por tanto, se hizo otra clasificación agrupándolos en *espirómetros cerrados* y *espirómetros abiertos*. Se ha propuesto que en realidad los únicos que deberían llevar el nombre de *espirómetro* son los cerrados, reservándose para los abiertos el nombre de *neumotacógrafo*.

Posteriormente se propuso una nueva clasificación: *espirómetros volumétricos* y *espirómetros con sensor de flujo*. Y ésta es la que vamos a utilizar nosotros, ya que además coincide que los volumétricos son los mismos que los cerrados, y los medidores de flujo son los mismos que los abiertos...

En cuanto a las ventajas y desventajas de los diferentes tipos de espirómetros, aparecen reflejados en la tabla I (pág. 31).

ESPIRÓMETROS VOLUMÉTRICOS

Se basan en el principio de que al entrar aire en un circuito cerrado se produce un des-

plazamiento del mecanismo (campana, fuelle...) que se puede registrar mediante un lápiz conectado a éste, escribiendo sobre un papel especial que se mueve a una velocidad constante por segundo. Se obtienen así curvas de volumen/tiempo. Algunas unidades incorporan un procesador que a partir del volumen y el tiempo calcula el flujo, por lo que pueden obtenerse también las curvas de flujo/volumen.

Por su simplicidad y exactitud de medida son el patrón oro (*gold standard*) en espirometría.

Todos los espirómetros volumétricos (cerrados) deben ser revisados diariamente en busca de posibles pérdidas de aire en el sistema (tubuladuras, fuelle, etc.).

Espirómetro de agua o de campana

Como queda dicho, fue el primer espirómetro tal como los concebimos hoy en día. Todavía se sigue utilizando en algunos servicios de función pulmonar (fig. 1), lógicamente con algunas mejoras; no obstante, el principio de funcionamiento es el mismo (fig. 2).

El espirómetro de agua consta fundamentalmente de una campana de plástico o metal ligero introducida en un recipiente con agua. La campana está perfectamente equilibrada mediante una pesa y un sistema de poleas. Al introducir aire bajo la campana (espiración del paciente), ésta se eleva haciendo que la pesa descienda. Este movimiento es registrado mediante un inscriptor en un rodillo de papel que se mueve a una velocidad constante (*quimógrafo*); en otros casos un potenciómetro transforma el movimiento del peso en una señal eléctrica

que puede registrarse. Lo mismo sucede con la inspiración, sólo que el movimiento es el contrario: la campana baja y el peso sube. Este tipo de espirometro dibuja el conocido registro de volúmenes pulmonares (fig. 3 del cap. 1).



Fig. 1. Espirometro de agua Pulmonet III.

Para registrar una maniobra de espiración forzada en este tipo de espirometro, en el momento en que se registra una inspiración máxima se aumenta la velocidad del papel y se solicita al paciente que realice una espiración forzada. El resultado es el de la figura 3.

Un espirometro de agua con la configuración del esquema de la figura 2 sólo permitiría hacer unas pocas ventilaciones, dado que el aire espirado tendría cada vez más CO_2 y menos oxígeno; además, todo el circuito de tubos/campana hace aumentar enormemente el espacio muerto. Por ello, en este tipo de espirometros se conecta un sistema para eliminar el CO_2 y administrar oxígeno al paciente, con el fin de que se pueda registrar su respiración de manera prolongada.

Espirometro de pistón

Se trata de un espirometro seco, es decir, no va sellado en agua como el anterior. Consiste en un pistón que se desplaza dentro de un cilindro a medida que lo va empujando el aire espirado del paciente. Este movimiento se transmite a un lápiz que registra el despla-

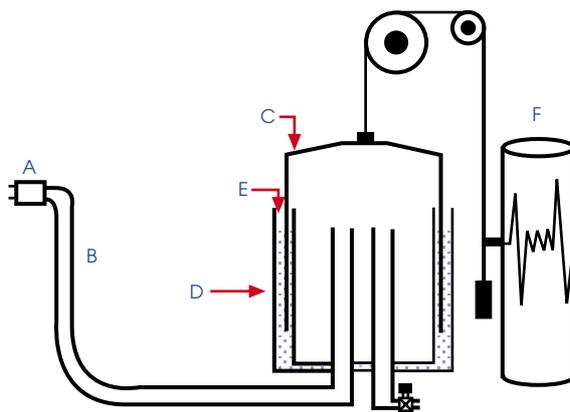


Fig. 2. Esquema del espirometro de agua. A: boquilla. B: tubo. C: campana. D: cilindro de doble pared. E: agua. F: quimógrafo (modificado de Miller et al., 1987).

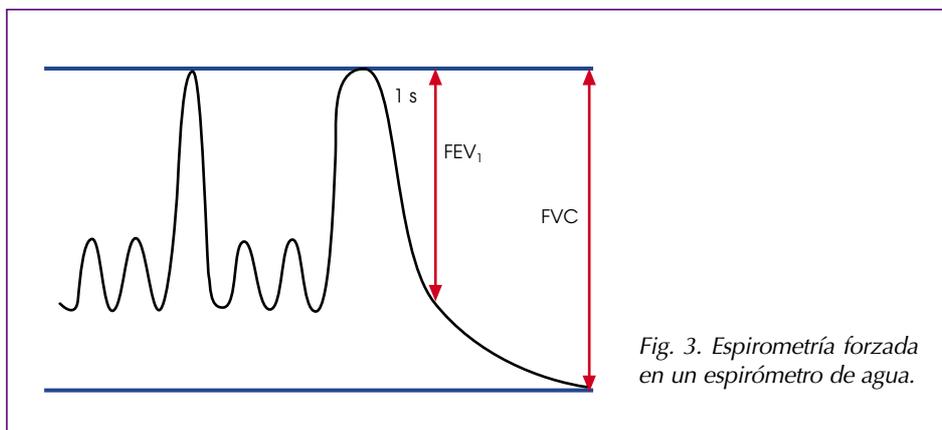


Fig. 3. Espirometría forzada en un espirómetro de agua.

zamiento sobre un papel que se mueve a una velocidad constante, obteniéndose así curvas de volumen/tiempo. Como en el caso del espirómetro de agua, se puede colocar un potenciómetro, en este caso en el vástago del pistón, que transforma el movimiento de éste en una señal eléctrica, pudiendo así conectarse a un microprocesador.

El espacio pistón-cilindro va sellado por un material flexible que no deja escapar el aire (figs. 4 y 5).



Fig. 4. Espirómetro de pistón SensorMedics.

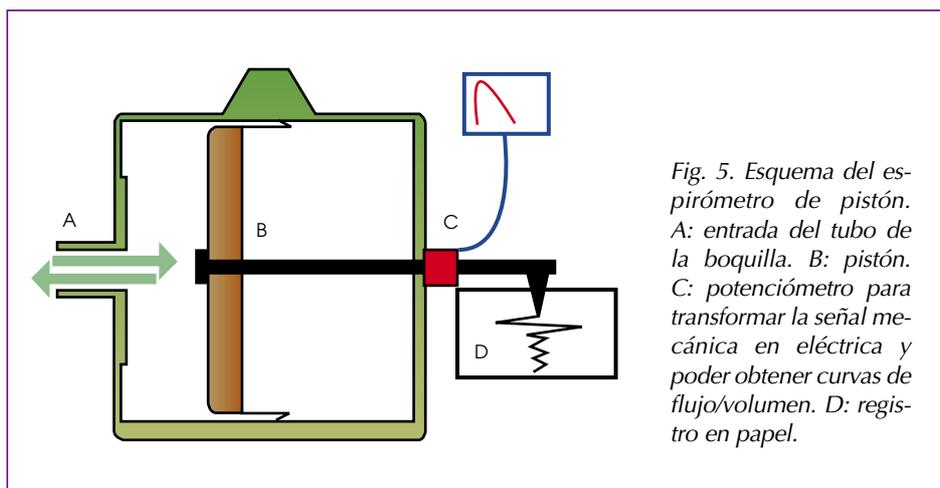


Fig. 5. Esquema del espirómetro de pistón. A: entrada del tubo de la boquilla. B: pistón. C: potenciómetro para transformar la señal mecánica en eléctrica y poder obtener curvas de flujo/volumen. D: registro en papel.

Algunos espirómetros de pistón permiten el registro de volúmenes estáticos por espirometría simple; otros modelos, en cambio, sólo permiten el registro de la maniobra de espiración forzada.

12 s. Generalmente sólo registra la espiración forzada, aunque algunos modelos recientes permiten registrar también la inspiración.

Espirómetro de fuelle

Es también un espirómetro seco. Al soplar el paciente, el aire espirado "hincha" un fuelle (que puede tener forma de cuña o de concertina), y el desplazamiento de la pared de éste se registra sobre un papel que se mueve a velocidad constante. Las curvas obtenidas son, pues, de volumen/tiempo. Como en el caso anterior, también se pueden acoplar un potenciómetro y un microprocesador, de forma que a partir del volumen y el tiempo calcule los flujos, posibilitando así la obtención de curvas de flujo/volumen (figs. 6 y 7).

Hasta la aparición de los neumotacógrafos, éste era el tipo de espirómetro más extendido, y el que en cierto modo popularizó la práctica de la espirometría, al ser mucho más pequeño y cómodo que los de agua.

Inicialmente el papel sólo alcanzaba 6 s, aunque los modelos actuales ya registran

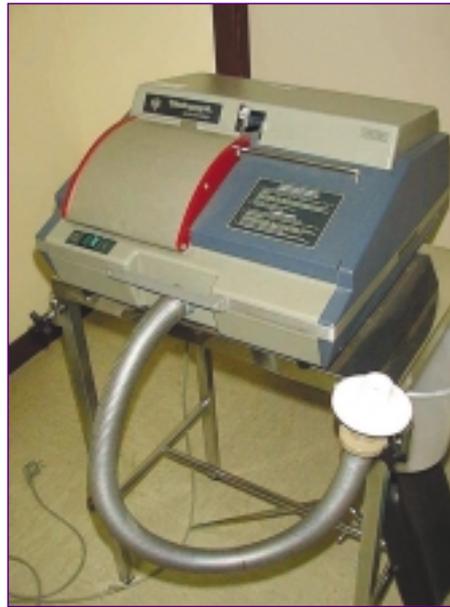


Fig. 6. Espirómetro de fuelle Vitalograph.

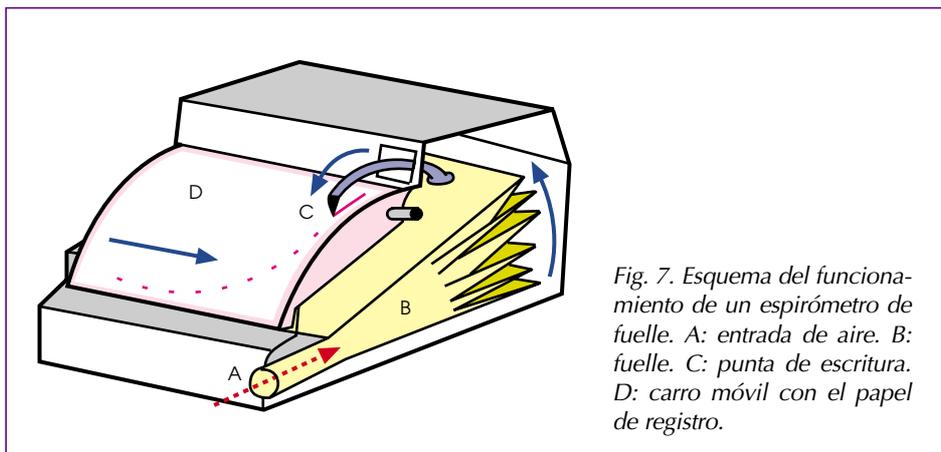


Fig. 7. Esquema del funcionamiento de un espirómetro de fuelle. A: entrada de aire. B: fuelle. C: punta de escritura. D: carro móvil con el papel de registro.

ESPIRÓMETROS CON SENSOR DE FLUJO

La mayor parte de los espirómetros modernos son de tipo abierto, es decir, el paciente respira en un dispositivo abierto a la atmósfera libre, en el cual hay un cabezal con un sensor que determina el flujo de aire que pasa por él en cada instante, y lo relaciona con el tiempo medido por un reloj interno. Una vez obtenido el flujo, los datos van a un microprocesador, el cual calcula los volúmenes por integración. Pueden obtenerse así curvas de flujo/volumen, de volumen/tiempo o de flujo/tiempo. Además, al estar totalmente computarizados, pueden almacenar los datos y las curvas para su recuperación posterior, pueden configurarse según los deseos del usuario, y muchos de ellos incorporan una estación meteorológica para la corrección automática de los datos obtenidos.

Casi todos los espirómetros con sensor de flujo son bidireccionales, es decir, registran tanto el flujo espiratorio como el inspiratorio. Esto posibilita obtener tanto volúmenes espiratorios como inspiratorios. Algunos de estos espirómetros permiten obtener curvas de

espirometría simple, similares a las obtenidas por un espirómetro de agua.

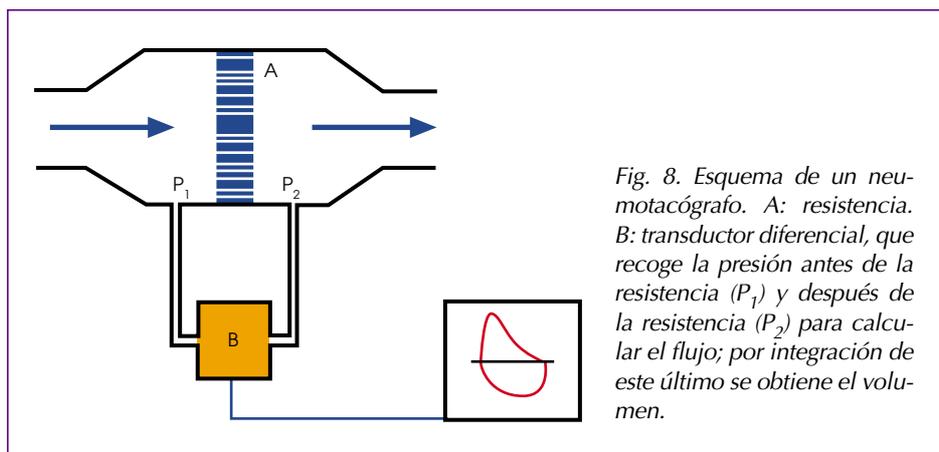
La miniaturización de los componentes electrónicos ha permitido la aparición de espirómetros de bolsillo, fácilmente transportables y de pequeño tamaño.

Algunos espirómetros poseen una pantalla para ver en tiempo real el trazado de la curva; otros no poseen esa pantalla, pero se pueden conectar a un ordenador para ver en la pantalla de éste la curva en tiempo real; y otro grupo, en fin, no posee pantalla ni posibilidad de ver en el ordenador la curva.

Neumotacógrafo

El principio en el que se basan los neumotacógrafos es la medición de la diferencia de presiones del aire antes y después de atravesar una resistencia conocida. Esa diferencia de presiones es directamente proporcional al flujo de aire a través del dispositivo. Una vez obtenido el flujo, el microprocesador calcula los volúmenes por integración matemática del flujo en función del tiempo (fig. 8).

El principal problema de los neumotacógrafos es que pueden verse afectados por la



condensación; para evitarlo, muchos de los actuales neumotacógrafos vienen con algún sistema de calentamiento.

Existen varios tipos de neumotacógrafos, según el tipo de resistencia que utilicen, de los que vamos a ver los tres más utilizados en los equipos actuales.

Neumotacógrafo de tipo Fleisch

La resistencia en este tipo de cabezales está formada por multitud de pequeños tubos paralelos. Es el tipo más utilizado en los actuales espirómetros (figs. 9 y 10).



Fig. 9. Neumotacógrafo Vitalograph alpha.

Neumotacógrafo de tipo Lilly

En este caso, la resistencia es una malla, generalmente metálica (fig. 11).

Neumotacógrafo desechable

Se trata básicamente de un cabezal de tipo Lilly, pero la malla es de un material desechable. Este tipo de cabezal se desecha entero tras su uso con cada paciente, sustituyéndose por uno nuevo para el siguiente paciente.

Espirómetro de turbina

Este tipo de espirómetros tienen un cabezal con un eje sobre el que gira una pequeña hélice; en los extremos del cabezal hay unas aspas fijas que ordenan el flujo de aire al penetrar en el cabezal. El flujo de aire hace girar la hélice, y las aspas de ésta interrumpen una fuente de luz en cada paso que hagan. La velocidad de giro de la hélice es proporcional al flujo, y por tanto, a más flujo, más veces se interrumpirá la señal luminosa. Esta información se dirige al microprocesador, que en fun-

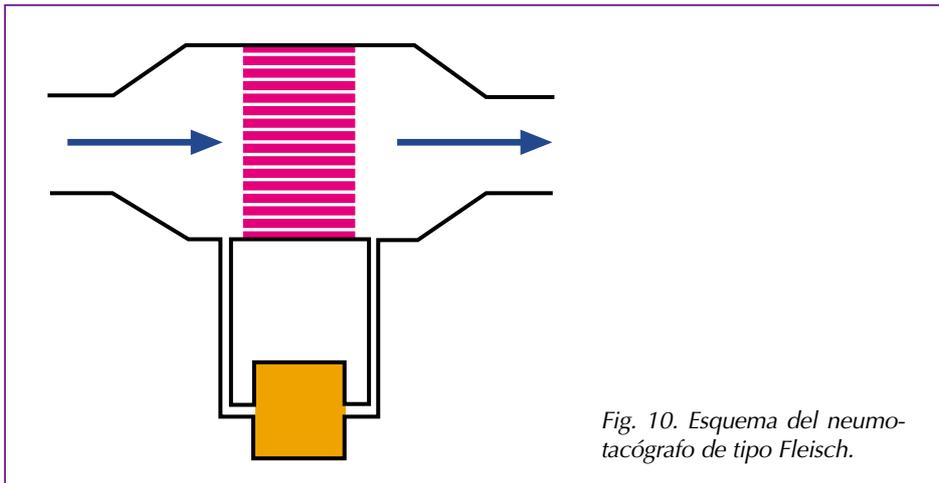


Fig. 10. Esquema del neumotacógrafo de tipo Fleisch.

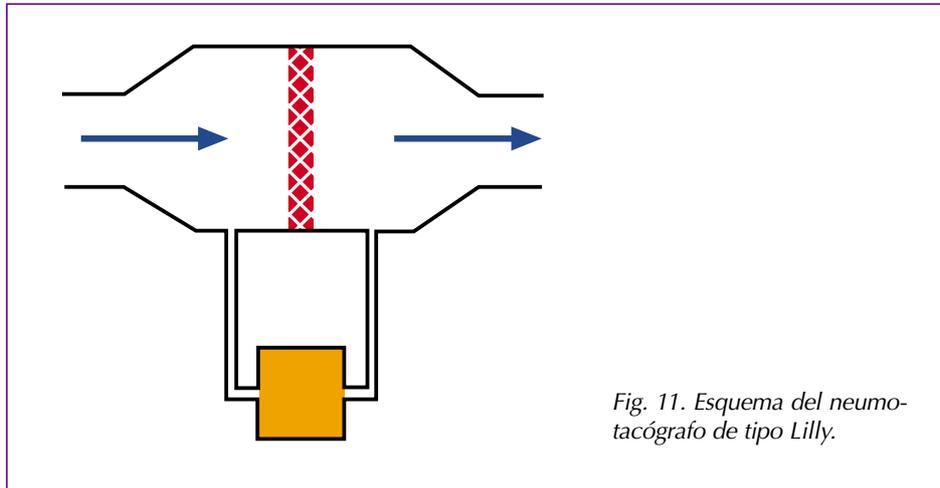


Fig. 11. Esquema del neumotacógrafo de tipo Lilly.

ción de las revoluciones de la hélice calcula el flujo y luego, por integración, los volúmenes (figs. 12 y 13).

Este tipo de espirómetros están muy extendidos actualmente, ya que son relativamente baratos y un gran número de aparatos incorporan este tipo de cabezal.

Espirómetro de hilo caliente

Denominados también *termistores* o *anemómetros de hilo caliente*, estos espirómetros tienen en su cabezal un hilo metálico (generalmente de platino) calentado a temperatura constante por medio de corriente eléctrica. Al pasar el flujo de aire se enfría el hilo; para mantener la temperatura del hilo constante el circuito debe suministrar más corriente eléctrica. Así pues, la corriente consumida es directamente proporcional al flujo de aire, pues a más flujo, más enfriamiento del hilo (fig. 14).

Este tipo de dispositivos están muy poco extendidos, no utilizándose prácticamente en Europa.



Fig. 12. Espirómetro de turbina Cosmed Pony Graphics.

Espirómetro de ultrasonidos

Para el cálculo del flujo, estos cabezales se basan en la propiedad de los ultrasonidos de que, cuando forman un determinado ángulo con la dirección del flujo, los ultrasonidos que van en el mismo sentido que el flujo tardan menos en llegar al receptor que aquellos que van en sentido contrario al del flujo. Esta diferencia de tiempo es tanto mayor cuanto mayor sea el flujo (fig. 15).

Este tipo de espirómetros está muy poco extendido, a pesar de su gran exactitud, posiblemente debido a que su precio es algo elevado.

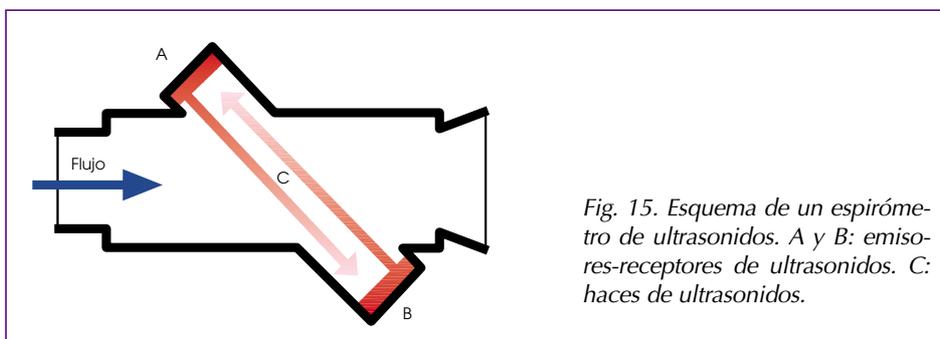
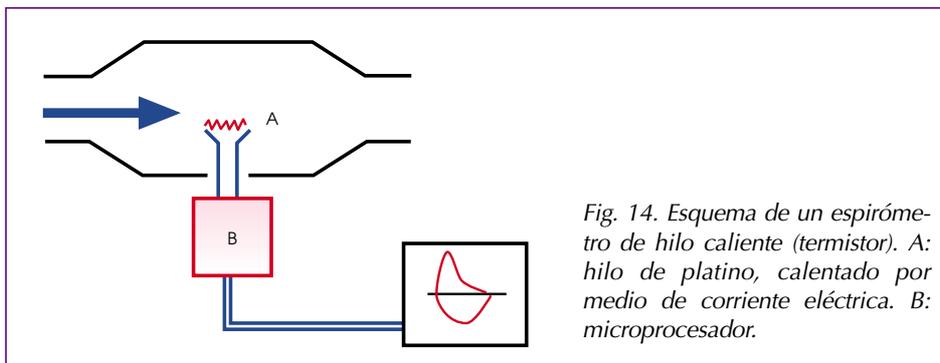
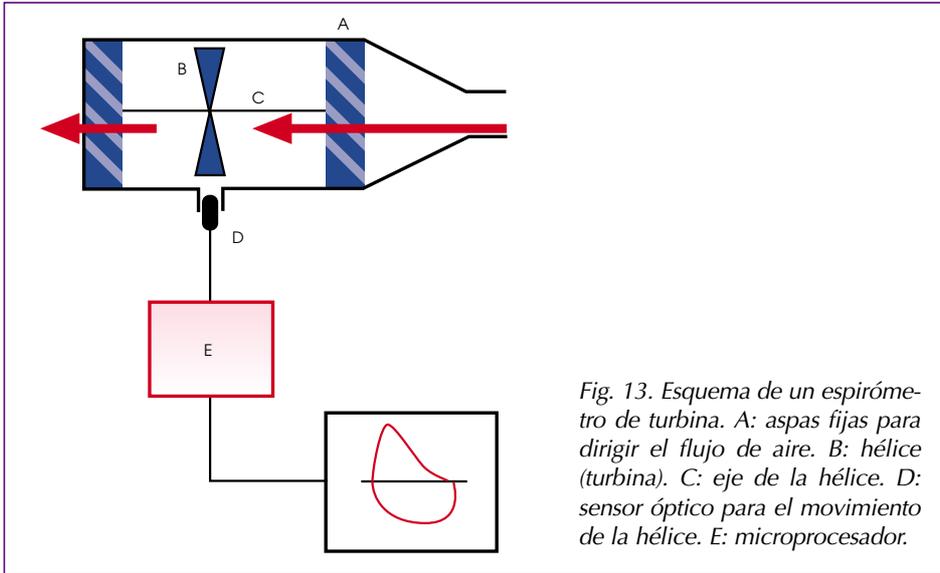


TABLA I
Ventajas y desventajas de los diferentes tipos de espirómetros

Tipo de espirómetro	Ventajas	Desventajas
De agua o de campana	Fácil de usar. Fiable, preciso y reproducible. Proporciona copia en papel.	No se puede transportar. Requiere mantenimiento por técnicos. Difícil de limpiar si se contamina. Si no tiene microprocesador, deben hacerse los cálculos manualmente.
De pistón o de fuelle	Fácil de usar. Fiable, preciso y reproducible. Proporciona copia en papel.	Transporte difícil por su tamaño. Difícil de limpiar si se contamina. Si no tiene microprocesador, deben hacerse los cálculos manualmente. Puede descalibrarse si se mueve.
Neumotacógrafo	Fácil de usar. Fiable, preciso y reproducible. Ligero y de reducido tamaño. Fácilmente transportable.	Puede afectarse por la temperatura o por la condensación. Necesita una impresora o un ordenador para imprimir las curvas. Requiere limpieza cuidadosa.
De turbina	Fácil de usar. Reproducible. Ligero y de reducido tamaño. Fácilmente transportable. Fácil de limpiar. Relativamente barato.	Si el diseño no es bueno, puede infraestimar o supraestimar las medidas. Necesita una impresora o un ordenador para imprimir las curvas. Infraestima los volúmenes a flujos bajos. Puede no ser siempre preciso.

TABLA I (Continuación)
Ventajas y desventajas de los diferentes tipos de espirómetros

Tipo de espirómetro	Ventajas	Desventajas
De hilo caliente	Fácil de usar. Fiable y reproducible. Ligero y de reducido tamaño. Fácilmente transportable. Fácil de limpiar. Relativamente barato.	Puede afectarse por la temperatura. Necesita una impresora o un ordenador para imprimir las curvas. Puede no ser siempre preciso.
De ultrasonidos	Fácil de usar. Preciso y reproducible. Ligero y de reducido tamaño. Fácilmente transportable. Fácil de limpiar. No tiene partes móviles.	Necesita una impresora o un ordenador para imprimir las curvas. Relativamente caro.

3

Representación gráfica de la espirometría

Aunque hoy en día la mayor parte de los espirómetros nos aportan los resultados de los distintos parámetros directamente, dado que los calcula un microprocesador, esto no siempre ha sido así. Inicialmente, el movimiento producido por el desplazamiento del volumen al espirar en el espirómetro se registraba únicamente como una gráfica sobre papel pautado, y sobre dicha gráfica se calculaban los diferentes parámetros ventilatorios. La espirometría se basa, pues, fundamentalmente en el registro gráfico, que se ha denominado *espirograma*.

Además de servirnos de base para el análisis “numérico” de la espirometría, el espirograma es fundamental para valorar la calidad técnica de la prueba, hasta el extremo de que una representación gráfica de mala calidad o artefactada puede hacer que desechemos esa espirometría.

TIPOS DE GRÁFICOS EN ESPIROMETRÍA

Los primeros gráficos obtenidos inscribían el volumen en el eje vertical (ordenada) y el tiempo transcurrido en el eje horizontal (abscisa); se obtienen así curvas que relacionan el volumen desplazado por la respiración del sujeto con el tiempo transcurrido. Este tipo de curvas se denominan *curvas de volumen/tiempo* (fig. 1).

Cuando se representa gráficamente una espirometría simple, se están utilizando curvas de volumen/tiempo; puede registrarse a continuación de una espirometría simple una

espirometría forzada, siendo igualmente una curva de volumen/tiempo.

La aparición de los neumotacógrafos trajo la posibilidad de medir el flujo de forma instantánea; éste se puede relacionar con el volumen desplazado, dando así lugar a las *curvas de flujo/volumen*, en las que el flujo se coloca en ordenadas y el volumen en abscisas (fig. 2).

Curva de volumen/tiempo

Como queda dicho, se trata de una gráfica en la que se coloca en el eje de ordenadas el volumen (en litros) y en el eje de abscisas el tiempo (en segundos). Se trata del tipo de gráfica más intuitiva y comprensible, pues integra dos dimensiones a las que estamos acostumbrados y manejamos fácilmente. Son, pues, curvas que “se comprenden” bien.

Dentro de este tipo de curvas tenemos, por un lado, las curvas de la espirometría simple, ya vistas en el capítulo 1, y por otro, las curvas de la espirometría forzada. Estas últimas pueden obtenerse al final de una espirometría simple, o bien como maniobra independiente. En el primer caso, la curva se registra de arriba abajo (fig. 3a), ya que ése es el sentido de registro de la espiración en la espirometría simple. Cuando se registra como maniobra aislada, sin embargo, suele dibujarse en sentido de abajo arriba (fig. 3b), ya que así es como la registraban los espirómetros de fuelle, que fueron los que en cierto modo popularizaron la espirometría forzada. Las caracte-

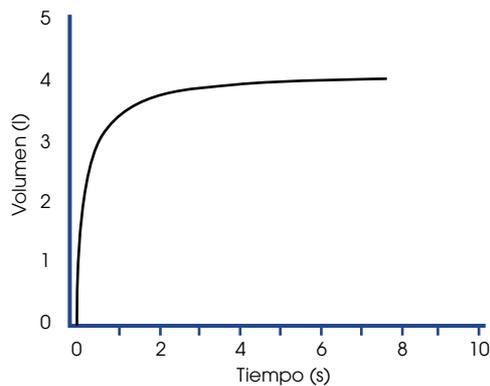


Fig. 1. Curva de volumen/tiempo.

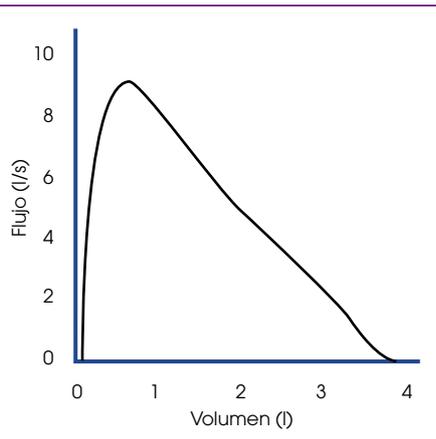


Fig. 2. Curva de flujo/volumen.

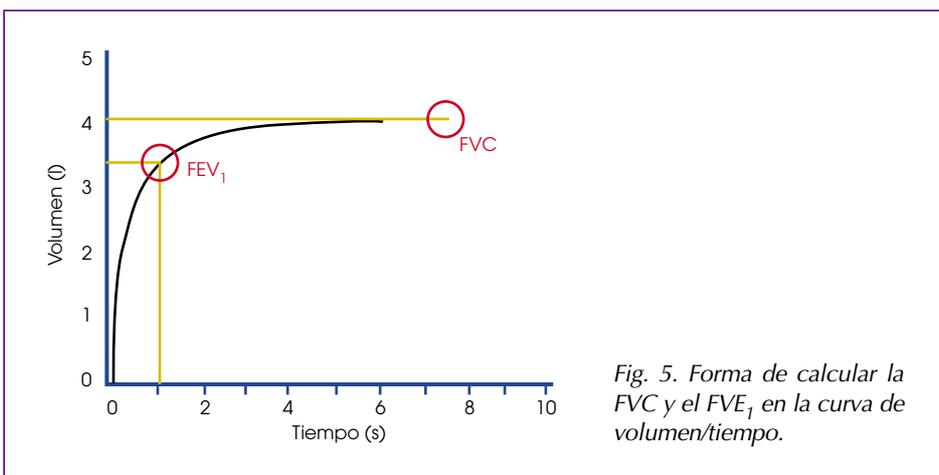
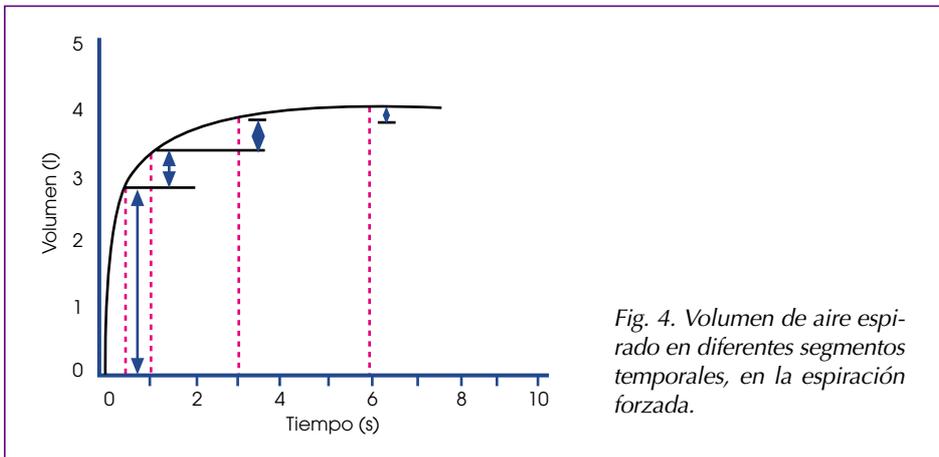
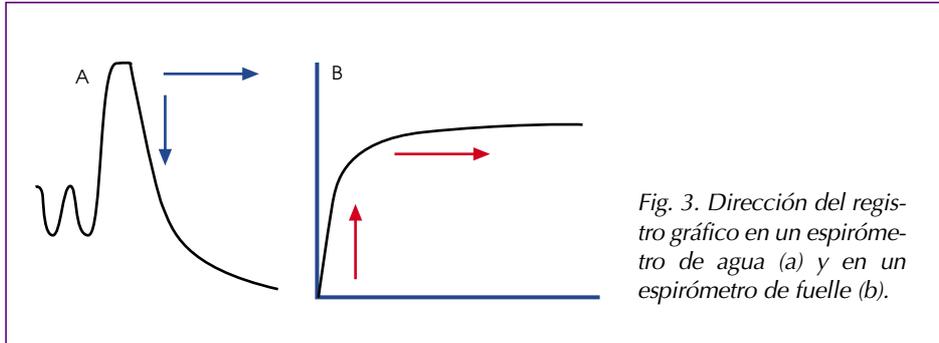
rísticas de ambas curvas son las mismas, pues lo único que varía es la orientación. Nosotros basaremos la explicación en las curvas de la espirometría forzada aislada, ya que son las más extendidas y las que aún hoy se representan incluso en los espirómetros más modernos.

La curva de volumen/tiempo normal comienza idealmente en el punto cero, es decir, donde se corta el eje de volumen y el eje

de tiempo. Tiene un inicio con una rápida subida, que al final se suaviza hasta alcanzar una fase de meseta, en la que aunque el paciente siga soplando, no aumenta el volumen registrado. Esta forma se debe a que en un primer momento de la espiración forzada se expulsa mucho volumen de aire en muy poco tiempo, debido a la presión alveolar; y a medida que el sujeto espira, la presión se reduce, y el volumen de aire expulsado es menor cada vez. De hecho, el volumen de aire espirado en el primer medio segundo es mayor que entre ese punto y el primer segundo; y este volumen, a su vez, es mayor que el que se expulsa entre el primer segundo y el tercero (fig. 4).

De la curva de volumen/tiempo se obtienen dos medidas principales: la capacidad vital forzada (FVC) y el volumen espiratorio máximo en el primer segundo (FEV_1). La explicación de ambas la veremos más adelante. La forma de calcularlas en la curva puede verse en la figura 5.

El punto más elevado del trazado corresponde a la FVC, mientras que si se traza una línea vertical en el primer segundo y se ve dónde corta a la curva, el volumen correspondiente a ese punto es el FEV_1 .



Una vez determinada la FVC, podemos determinar cuánto es el 25% de esa FVC y cuánto es el 75%; entre ambos puntos se puede calcular el $FEF_{25\%-75\%}$, medida de los flujos medios, que también se explicará más adelante.

Curva de flujo/volumen

Así como la curva de volumen/tiempo es intuitiva y fácil de comprender, la de flujo/volumen integra un concepto con el que no estamos acostumbrados a manejarnos: el flujo. Éste es un parámetro complejo, que relaciona volumen y tiempo. El resultado es una curva poco comprensible a primera vista, pero que en cambio aporta una información mucho más sutil que la de volumen/tiempo. Por esta última razón es la elegida al valorar una espirometría, si bien hay que dejar claro que es complementaria a la de volumen/tiempo, no contrapuesta.

En este tipo de curva se señala en el eje de ordenadas el flujo (en litros/segundo) y en el eje de abscisas el volumen (en litros) (fig. 6).

La curva de flujo/volumen tiene un ascenso muy rápido, con una pendiente muy pronunciada, hasta alcanzar un máximo de flujo (flujo espiratorio máximo, FEM). A partir de ese punto, la curva desciende con una pendiente menos pronunciada que en el ascenso, hasta cortar el eje de volumen.

De acuerdo con lo reseñado en el capítulo 1, podemos dividir la curva de flujo/volumen en tres partes (fig. 2 del cap. 1):

- Una primera parte que dura hasta alcanzar el 70% de la capacidad vital forzada (es decir, hasta que se ha expulsado el 30% de dicha capacidad). Esta primera parte es esfuerzo-dependiente, e incluye una etapa de aceleración del flujo hasta alcanzar el FEM y una segunda etapa de deceleración inicial hasta alcanzar el punto de limitación del flujo (es decir, el punto en el que, por mucho que se aumente el esfuerzo, no aumenta el flujo).

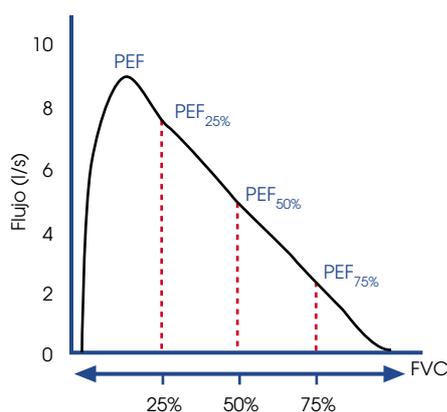


Fig. 6. Flujos instantáneos medios en la curva de flujo/volumen.

- La segunda parte comprende prácticamente el resto de la espiración, y es esfuerzo-independiente.
- La última parte es la parte final de la espiración, y en ella los flujos disminuyen de manera lenta y anárquica. Es una parte muy variable, y podría decirse que representa el 10% de la espiración.

Las principales medidas que podemos obtener de la curva de flujo/volumen son el *flujo espiratorio máximo* o *peak expiratory flow (PEF)* y la *capacidad vital forzada (FVC)*, que es el punto donde la curva corta el eje de abscisas (volumen). El FEV_1 no puede obtenerse directamente de esta curva, pero viene a estar situado en el último tramo de la parte descendente de la curva.

Se pueden igualmente calcular determinados flujos instantáneos, como son el correspondiente al 25% de la FVC ($FEF_{25\%}$), al 50% ($FEF_{50\%}$) y al 75% ($FEF_{75\%}$) (ver fig. 6).

Si al finalizar la espiración se pide al paciente que haga una inspiración máxima, se obtiene en la curva de flujo/volumen un trazado semicircular inferior que cierra la fase espiratoria, motivo por el que a este tipo de representación gráfica se le denomina *asa de flujo/volumen* (fig. 7).

La medida de los flujos es mucho más sensible a los artefactos que la simple medida del volumen; y por otra parte, es prácticamente imposible simular con la curva de flujo/volumen, pues nadie es capaz de repetir a propósito unos flujos que no se realicen con el máximo esfuerzo. Por esta razón, la curva de flujo/volumen permite detectar fácilmente errores en la maniobra e intentos de simulación, que en la curva de volumen/tiempo hubiesen pasado inadvertidos.

RELACIÓN ENTRE LAS CURVAS DE VOLUMEN/TIEMPO Y DE FLUJO/VOLUMEN

A pesar de que la curva de flujo/volumen sea más difícil de comprender que la de volumen/tiempo, podemos servirnos de un pequeño truco para comprenderla mejor y relacionar los flujos con el tiempo. Se trata de aprovechar el parámetro que comparten ambas curvas, es decir, el volumen, y utilizarlo como eje común. El resultado lo podemos ver en la figura 8.

De esta manera podemos apreciar cómo el FEV_1 se localiza en la parte final de la curva de flujo/volumen y cómo la FVC coincide en ambos casos. Una vez que la curva de flujo/volumen corta el eje de volumen, en la curva de volumen/tiempo se alcanza una meseta, ya que la FVC no pasa de ese punto.

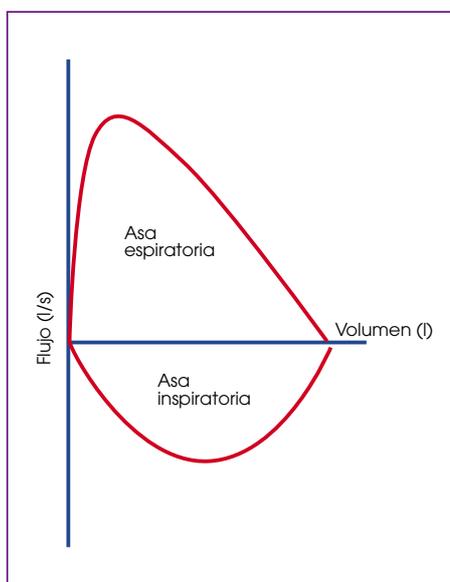


Fig. 7. Asa de flujo/volumen.



Introducción a la espirometría

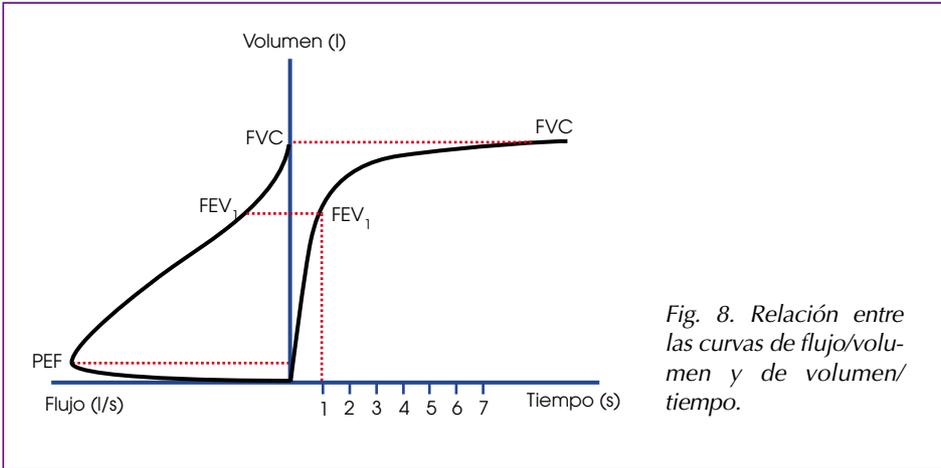


Fig. 8. Relación entre las curvas de flujo/volumen y de volumen/tiempo.

4

Principales medidas espirométricas. Valores de referencia

Una vez realizada la maniobra de espiración forzada, podemos obtener, bien mediante la interpretación de las curvas, bien porque nos lo facilite el aparato, una serie de medidas que nos van a permitir valorar de una manera clara la existencia o no de patología en ese paciente.

Existen multitud de parámetros y variables que se han ido proponiendo por diversos autores a lo largo de los años, cada una de ellas con diferentes fines; algunos de los modernos espirómetros computarizados ofrecen resultados de más de 40 variables. Sin embargo, vamos a ver que con apenas tres de ellas podemos tener una interpretación certera de la espirometría.

PRINCIPALES VARIABLES ESPIROMÉTRICAS

Capacidad vital forzada (FVC)

Es el volumen de aire exhalado durante una espiración tan rápida y tan completa como sea posible, partiendo desde una situación de inspiración máxima.

No debe confundirse con la capacidad vital lenta (SVC) o, simplemente, capacidad vital (VC), ya que ésta se obtiene de una maniobra de espiración lenta, en la que se hace énfasis en que la espiración sea completa, pero no en la rapidez de la misma. En individuos normales, la VC y la FVC son prácticamente iguales.

La FVC es una medida de capacidad, siendo en concreto un indicador de capacidad pulmonar. Se expresa en litros o en mililitros, y

también como porcentaje del valor teórico de referencia. Se considera normal cuando es igual o mayor al 80% de su valor teórico.

Es importante que la duración de la maniobra de espiración forzada sea la correcta, pues una duración acortada puede hacer que la medida de la FVC aparezca falsamente reducida, pudiendo hacer creer en la presencia de una restricción inexistente en realidad.

Volumen espiratorio forzado en el primer segundo (FEV₁)

Es el volumen de aire exhalado durante el primer segundo de la maniobra de espiración forzada.

Es una medida de flujo (pues relaciona un volumen con un tiempo), a pesar de que se exprese en litros o mililitros. Se expresa también como porcentaje del valor teórico de referencia. Da una idea dinámica del estado de la vía aérea. Se considera normal cuando es igual o mayor al 80% del valor teórico de referencia.

El FEV₁ tiene la ventaja de ser muy reproducible cuando la maniobra se realiza bien, además de tener una escasa variación intraindividual, por lo que es uno de los parámetros más adecuados para seguir la evolución de los pacientes.

En individuos sanos, el FEV₁ crece desde la infancia hasta alcanzar un máximo hacia los 25 años; a partir de ese momento, el FEV₁ decrece a razón de unos 25 ml cada año. Sin embargo, en algunos pacientes fumadores, el FEV₁ puede disminuir el doble anualmente (fig. 1).

Se puede comprender así que el seguimiento de la evolución del FEV₁ es útil para evaluar el efecto de la supresión del tabaquismo, dado que al dejar el tabaco se reduce la pérdida anual de FEV₁ hasta llegar a hacerse similar a la que sufren los no fumadores.

Se ha comprobado que el FEV₁ es uno de los factores más importantes para valorar el pronóstico en enfermedades obstructivas, como la EPOC.

Una reducción anual de más de 50 ml en el FEV₁ se considera criterio de progresión acelerada de la enfermedad. Por otro lado, un FEV₁ menor de 1.000 ml se asocia con una supervivencia del 50% a los 5 años en pacientes con EPOC.

El FEV₁ sirve igualmente para determinar la gravedad de la enfermedad; en la tabla I pueden verse diferentes criterios de gravedad basados en el FEV₁.

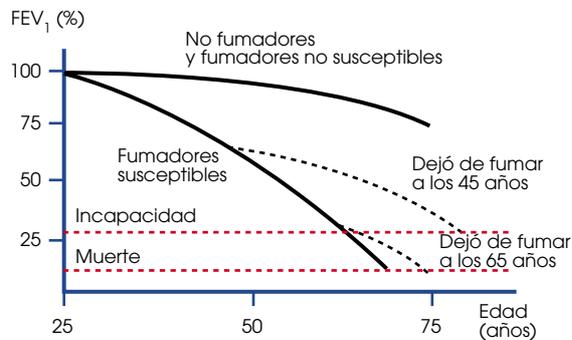


Fig. 1. Diagrama de Fletcher y Peto, que muestra la disminución del FEV₁ al cabo de los años, en fumadores y no fumadores.

TABLA I
Criterios de gravedad basados en el FEV₁, según diferentes sociedades

	Leve	Moderada	Severa	Muy severa
SEPAR	80%-65%	64%-50%	49%-35%	< 35%
ERS	≥ 70%	69%-50%	< 50%	
GOLD	≥ 80%	79%-30%	< 30%	
BTS	80%-60%	59%-40%	< 40%	
ATS	> 50%	50%-35%	< 35%	

SEPAR: Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica.

ERS: European Respiratory Society.

GOLD: Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease.

BTS: British Thoracic Society.

ATS: American Thoracic Society.

También se utiliza el FEV₁ para la valoración de la reversibilidad de la obstrucción de la vía aérea tras la administración de broncodilatadores o tras un ensayo terapéutico de corticoides inhalados u orales; se considera que la reversibilidad es positiva si el FEV₁ aumenta un 12%-15% y 200 ml. De la misma forma, en la prueba de broncoprovocación se valora la caída del FEV₁.

Tres conceptos relacionados con la eficacia de los broncodilatadores en estudios clínicos de investigación son el FEV₁ pico, el FEV₁ medio y el FEV₁ trough (valle):

- FEV₁ pico: valora la máxima respuesta obtenida por un broncodilatador, siendo el máximo grado de broncodilatación detectado. En ocasiones es interesante no sólo medir su magnitud, sino también el tiempo que tarda en alcanzarse.
- FEV₁ medio: es la media de los FEV₁ medidos en las horas posteriores a la administración de un broncodilatador, por lo que valora, además de la magnitud de la respuesta, la consistencia y persistencia de la misma.
- FEV₁ trough o FEV₁ valle: es el FEV₁ obtenido antes de la administración de la siguiente dosis del broncodilatador, e informa sobre la persistencia de la acción broncodilatadora. Un FEV₁ valle elevado significa que la broncodilatación se mantiene incluso antes de la siguiente dosis. El FEV₁ valle se calcula haciendo la media entre el FEV₁ obtenido una hora antes de la siguiente dosis y el obtenido cinco minutos antes de la misma.

Es importante señalar que los tres conceptos anteriores no se utilizan en la práctica diaria, siendo únicamente parámetros de eficacia broncodilatadora en trabajos de investigación.

Relación FEV₁/FVC (FEV₁%)

Es el porcentaje de la FVC que se espira durante el primer segundo de la maniobra de espiración forzada.

Se representa como FEV₁% o FEV₁/FVC, y se calcula según la siguiente fórmula:

$$\text{FEV}_1\% = \frac{\text{FEV}_1}{\text{FVC}} \times 100$$

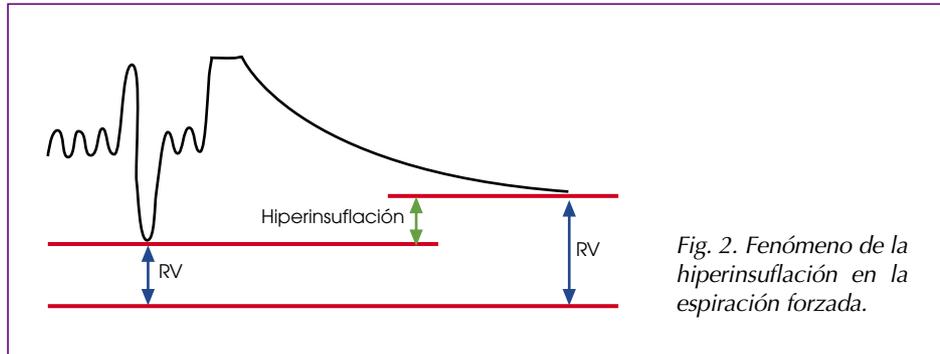
Es un índice cuya disminución implica que existe obstrucción.

En efecto, imaginemos un lavabo lleno de agua. Al abrir el tapón durante un segundo, saldrá una determinada cantidad de agua del total que contiene el lavabo. Pero si el desagüe está parcialmente obstruido, al abrir el tapón durante un segundo, el agua saldrá más despacio, es decir, el porcentaje de agua contenido en el lavabo que sale en el primer segundo es menor que en condiciones normales.

Lo mismo sucede en el aparato respiratorio: en condiciones normales, durante el primer segundo de la espiración forzada se expulsa el 70-75% de la FVC. Si el FEV₁% es menor de ese porcentaje, significa que existe una obstrucción al flujo espiratorio.

El FEV₁% se denomina en ocasiones, erróneamente, *índice de Tiffeneau*. El verdadero índice de Tiffeneau es la relación FEV₁/VC, es decir, la relación entre el FEV₁ y la capacidad vital lenta, no la forzada. Tiffeneau describió este índice, incluso, usando la VC obtenida en inspiración (capacidad vital inspiratoria).

En un sujeto sano la FVC será equivalente a la VC, pero esto puede no ser así en un sujeto con obstrucción, debido al fenómeno de compresión dinámica de la vía aérea y la hiperinsuflación resultante, siendo entonces la FVC menor que la VC (fig. 2).



La relación FEV_1/FVC varía con la edad, siendo mayor en sujetos jóvenes que en edades más avanzadas. En jóvenes se puede considerar normal por encima del 75%, mientras que en personas mayores ese límite se establece en el 70%.

En general, para poder manejarnos cómodamente, consideraremos que existe obstrucción cuando el $FEV_1\%$ es menor del 70%, aunque siempre tendremos en cuenta esa "zona gris" entre el 70% y el 75%.

Flujo espiratorio forzado entre el 25% y el 75% de la FVC ($FEF_{25\%-75\%}$)

Es el flujo de aire expulsado entre el 25% y el 75% de la FVC.

Se expresa en litros/segundo y como porcentaje del valor teórico de referencia. Constituye un parámetro de flujos ("flujos medios" o "mesoflujos"); de hecho, recibe también el nombre de *máximo flujo mesoespiratorio* (MMEF, *maximal mid-expiratory flow*).

Se calcula dividiendo el volumen entre el 25% y el 75% de la FVC (es decir, la mitad de la FVC) por el tiempo necesario para expulsarlo (fig. 3).

Se considera que el $FEF_{25\%-75\%}$ refleja el estado de las pequeñas vías aéreas (aquellas con un diámetro inferior a 2 mm, es decir, a partir de la octava generación bronquial), que son precisamente las que antes se afectan en la enfermedad obstructiva. Se pensó, por tanto, que la alteración del $FEF_{25\%-75\%}$ indicaría enfermedad obstructiva en fases precoces.

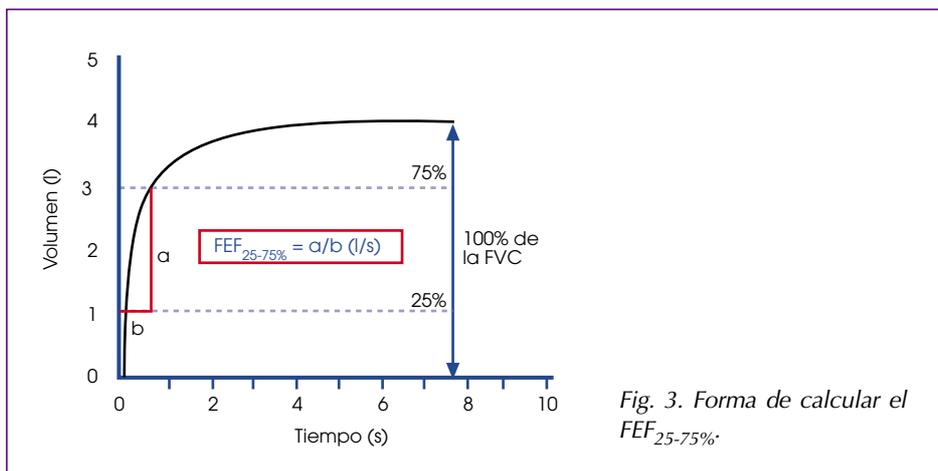
Sin embargo, su interpretación cuando la FVC es anormal resulta complicada; y por otro lado, tiene una gran variabilidad, lo que dificulta el establecimiento de límites de normalidad. Actualmente se usa muy poco.

Flujo espiratorio máximo (PEF)

Es el máximo flujo alcanzado durante la maniobra de espiración forzada.



Las tres variables vistas hasta ahora (FVC, FEV_1 y $FEV_1\%$) son prácticamente las únicas que vamos a utilizar para la determinación de los diferentes patrones espirométricos, ya que la información obtenida mediante otras variables no aporta nada esencialmente diferente para ese fin.



Se corresponde con la parte más elevada de la curva de flujo/volumen, y se mide en litros/segundo y como porcentaje del valor teórico de referencia. Normalmente se alcanza antes de haber expulsado el 15% de la FVC, y debe durar al menos 10 ms.

Se trata de un parámetro esfuerzo-dependiente, pero una vez realizada una maniobra correcta tiene menos variabilidad que otros parámetros no esfuerzo-dependientes. En sujetos con obstrucción variable (p. ej.: asma) se ve muy afectado por el calibre de las vías aéreas periféricas, por lo que es un buen parámetro para el seguimiento de estos pacientes.

Su medida no requiere hacer la maniobra espiratoria completa. Se han desarrollado unos pequeños instrumentos portátiles (*peak-flow meters*) que permiten, mediante una maniobra algo diferente a la de espiración forzada, medir el PEF de cada paciente en su propio domicilio. Esta medida se correlaciona muy bien el PEF obtenido mediante espirómetro (¡ojo!: se correlaciona; no es igual). Es importante señalar que las mediciones serias de un paciente deben ser hechas con el mismo aparato, pues los diferentes aparatos existentes no siempre son comparables.

Volumen extrapolado (V_{ext})

Se trata del volumen de aire que se desecha de la maniobra de espiración forzada, por el inicio lento de la maniobra.

En efecto, al inicio de la espiración forzada la maniobra es lenta y rápidamente se acelera; en ocasiones este efecto es inapreciable en la gráfica, pero en otras ocasiones se ve una pequeña deflexión en el inicio de la curva de volumen/tiempo.

Como para las mediciones sólo nos interesa la espiración forzada, y no la lenta, debemos calcular el punto de inicio "real" (punto cero) de la espiración forzada, y desechar el volumen exhalado hasta ese momento. Ese volumen desechado es el *volumen extrapolado* (V_{ext}), y para que la maniobra sea válida debe ser menor del 5% de la FVC y menor de 100 ml.

El volumen extrapolado se calcula mediante el método llamado de extrapolación retrógrada, que se ilustra en la figura 4.

En la mayor parte de los espirómetros actuales, el cálculo del volumen extrapolado lo hace automáticamente el propio aparato, informando del mismo en la pantalla o en el informe impreso.

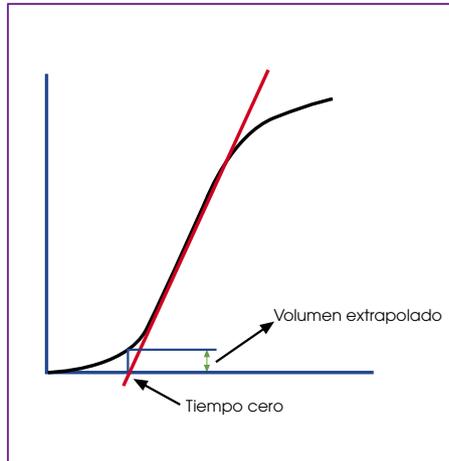


Fig. 4. Método de la extrapolación retrógrada, para calcular el volumen extrapolado.

Otras variables poco utilizadas

Flujos instantáneos ($FEF_{25\%}$, $FEF_{50\%}$ y $FEF_{75\%}$)

Son los flujos puntuales medidos cuando se ha expulsado el 25% de la FVC ($FEF_{25\%}$), el 50% de la FVC ($FEF_{50\%}$) y el 75% de la FVC ($FEF_{75\%}$).

El más utilizado de ellos es el $FEF_{50\%}$, y se considera que es un indicador del estado de las pequeñas vías aéreas. Sin embargo, este indicador tiene bastante variabilidad y resulta difícil obtener valores teóricos.

Flujo espiratorio forzado entre el 75% y el 85% de la FVC ($FEF_{75\%-85\%}$)

Es el flujo de aire expulsado entre el 75% y el 85% de la FVC. Es un indicador muy sensible para la detección de las alteraciones de las pequeñas vías, pero, por contra, al hallarse en la parte final de la espiración es muy

artefactable; además, es muy poco reproducible. Prácticamente no se utiliza.

Volumen espiratorio forzado en el primer medio segundo ($FEV_{0,5}$)

Es el volumen de aire que se expulsa durante el primer medio segundo de la maniobra de espiración forzada. No aporta apenas información respecto al FEV_1 .

Volumen espiratorio forzado en el tercer segundo (FEV_3)

Es el volumen de aire que se expulsa en los tres primeros segundos de la maniobra de espiración forzada.

Se pensó que sería un buen parámetro para detectar problemas de las pequeñas vías, pero tiene una gran variabilidad y ya no se utiliza.

Volumen espiratorio forzado en el sexto segundo (FEV_6)

Es el volumen de aire que se expulsa en los seis primeros segundos de la maniobra de espiración forzada. Se ha propuesto esta variable como sustitutiva de la FVC para permitir una maniobra más cómoda a pacientes con obstrucción grave, ya que este tipo de pacientes tienen una espiración muy alargada, por lo que a veces requieren más de doce segundos de espiración para alcanzar su FVC. Desde este punto de vista, el acortamiento de la maniobra por la utilización del FEV_6 y no de la FVC aportaría alguna ventaja para el paciente. También se sustituiría el índice FEV_1/FVC por el índice FEV_1/FEV_6 . Sin embargo, la utilización del FEV_6 plantea diversas dudas y problemas para el diagnóstico que de momento no hacen aconsejable su uso.

LECTURA DE LAS MEDIDAS OBTENIDAS

En condiciones normales, las lecturas de volumen obtenidas se ven influenciadas por diferentes circunstancias, las más importantes de las cuales son la temperatura, la presión barométrica y la saturación de vapor de agua en el aire.

El aire en los pulmones tiene unas condiciones de presión, temperatura y saturación determinadas, y diferentes a las del aire ambiente. Esto hace que, al soplar en el espirómetro, el aire se enfríe, y la diferencia de condiciones haga que la medición del volumen obtenido en el aparato sea menor que la exhalada desde los pulmones. Para evitar esta desviación se debe aplicar un factor de corrección.

A las condiciones atmosféricas se las denomina *ATPS* y a las corporales, *BTPS*:

- *ATPS: ambient temperature and pressure-saturated* (aire a temperatura ambiente y presión barométrica, saturado con vapor de agua).
- *BTPS: body temperature and pressure-saturated* (aire a 37°C y presión barométrica ambiental, saturado con vapor de agua).

Así pues, tras obtener una medida de volumen en el espirómetro hay que transformarla a *BTPS*. Esto se hace, una vez conocida la temperatura de la sala donde se ha realizado la espirometría, mediante la tabla II, multiplicando la medida *ATPS* por el factor de corrección correspondiente.

La mayor parte de los espirómetros modernos hacen directamente la conversión, de forma que las medidas que ofrecen ya van dadas en *BTPS*. Para poder hacer esto, algunos espirómetros solicitan que introduzcamos

TABLA II
Factor de corrección para pasar de medidas ATPS a BTPS

Temperatura en °C	Factor de corrección de ATPS a BTPS
11	1,149
12	1,144
13	1,139
14	1,134
15	1,129
16	1,124
17	1,119
18	1,113
19	1,107
20	1,103
21	1,097
22	1,091
23	1,085
24	1,080
25	1,074
26	1,069
27	1,063
28	1,057
29	1,051
30	1,045
31	1,039
32	1,032
33	1,026
34	1,020
35	1,014
36	1,007
37	1,000

mediante el teclado la temperatura y la presión barométrica, por lo que debemos contar con una pequeña estación meteorológica junto al espirómetro. Otros aparatos incorporan una pequeña estación meteorológica



Todos los resultados de la espirometría deben expresarse en valores BTPS.

interna, por lo que no debemos introducir ningún dato.

En los espirómetros de fuelle y en algunos de los de pistón, en el papel para la gráfica vienen inscritas dos escalas, una para ATPS y otra para BTPS. Normalmente es esta última la que se debe utilizar.

VALORES NORMALES Y VALORES DE REFERENCIA

Casi todas las variables espirométricas presentan variaciones en función del sexo, la edad, la talla y el peso, además de otros factores como la raza. Por tanto, es muy difícil establecer un rango de normalidad para toda la población, a diferencia de lo que sucede, por ejemplo, con la glucemia.

Esta circunstancia ha hecho que el valor de la espirometría se interprete en relación con el valor que debería presentar un individuo sano que fuera del mismo sexo que el paciente y tuviese las mismas características de talla, peso y edad. Para obtener esos valores teóricos se estudia una población de referencia (sujetos sanos no fumadores) y se elaboran ecuaciones de predicción, en las que el parámetro espirométrico es la variable dependiente, y el peso, la edad y la talla, las variables dependientes.

De esta manera se obtiene una tabla de valores teóricos que sirven de referencia a los valores obtenidos en la espirometría de un paciente concreto.

Es importante señalar que se deben escoger tablas de valores teóricos obtenidos de una población lo más similar posible a aquella

a la que pertenece el paciente que estamos estudiando. En España se utilizan las tablas de Roca, adoptadas por la Sociedad Española de Neumología y Cirugía Torácica (SEPAR), inicialmente obtenidas en individuos sanos de Barcelona y posteriormente validadas para el conjunto de la población española. Estas tablas, junto con otras, se exponen en el anexo 3.

A partir del valor obtenido en cada paciente, se compara con el teórico para su edad, sexo, talla y peso, expresándolo en porcentaje del valor observado respecto del teórico; es decir, se divide el valor observado por el teórico y se multiplica por 100. Un valor del 100% implica que el parámetro observado es igual al teórico.

Para la FVC y el FEV₁, se considera que se trata de un valor normal cuando es igual o superior al 80% del valor teórico, y se considera patológico cuando es menor del 80%.

El establecimiento del límite inferior de la normalidad (*lower limit of normal, LLN*) en el 80% es cómodo, pero no tiene base sólida. Un individuo con un valor inferior al 80% del teórico podría perfectamente encontrarse dentro de los límites de confianza de dicho parámetro. Por ello se ha propuesto la utilización de criterios estadísticos para establecer el LLN, como usar un intervalo de confianza del 95% alrededor del valor de referencia. Se han propuesto igualmente otros métodos, como establecer el LLN en el percentil 5, o utilizar el llamado residuo estandarizado, que se calcula utilizando el valor de referencia y el error estándar de la estimación.

Aunque es posible que en el futuro el establecimiento de los valores de normalidad se haga con criterios estadísticos, hoy por hoy lo más útil y práctico es continuar usando los porcentajes sobre el valor de referencia.

Actualmente, la mayor parte de los espirómetros computarizados permiten escoger la tabla de valores de referencia, y calculan automáticamente los valores teóricos para cada paciente en función de las tablas seleccionadas. También expresan en los resultados el

porcentaje del valor observado respecto al teórico.

Si nuestro espirómetro permite estos ajustes, se recomienda escoger las tablas SEPAR para adultos y las de Polgar o Zapletal para niños. Existen unas ecuaciones de valores teóricos en niños realizadas recientemente en Bilbao, pero la mayor parte de los espirómetros aún no las incluyen. Anteriores a éstas son las de Casán, en Barcelona, en niños y jóvenes de 5 a 20 años.



La FVC y el FEV_1 se consideran normales si son iguales o superiores al 80% de su valor teórico.

Se deben escoger los valores teóricos de la población más parecida a la nuestra.

5

Indicaciones y contraindicaciones de la espirometría

El objetivo de la espirometría es valorar la función pulmonar, y en general es una exploración básica en los pacientes con sospecha de patología respiratoria; esto incluye tanto a los pacientes de Neumología como a los de Atención Primaria. Su utilidad no se limita a la detección de alteraciones ventilatorias para el diagnóstico, sino que, como veremos a continuación, sirve para otras muchas circunstancias.

INDICACIONES

- Para evaluar síntomas y signos: en todo paciente que consulte por disnea o pitos, y también cuando se presentan otros síntomas y signos (tos, opresión torácica, ortopnea, espiración prolongada, cianosis, deformidad torácica, crepitantes...).
- Para medir el impacto y la repercusión de una enfermedad sobre la función pulmonar.
- Valoración de la gravedad de una agudización en el curso de una enfermedad respiratoria crónica, como el asma o la EPOC.
- Cribado de pacientes en riesgo de padecer enfermedades respiratorias: fumadores, pacientes con exposición laboral a sustancias nocivas.
- Valoración del riesgo preoperatorio: se entiende como tal la probabilidad de que se presenten complicaciones atribuibles a disfunción pulmonar tras la anestesia general o cirugía mayor (especialmente la abdominal alta). Además de la historia y la radiografía de tórax, es necesario realizar una espirometría, especialmente si se trata de pacientes fumadores, pacientes mayores de 50 años, existen antecedentes de enfermedad pulmonar o alteraciones torácicas (cifoescoliosis, *pectum excavatum*), o se va a realizar cirugía torácica o abdominal alta. El parámetro más útil para la valoración preoperatoria es el FEV₁, y se acepta que un FEV₁ de 850 ml o del 30% del valor de referencia es el límite de operabilidad.
- Valoración del pronóstico: en pacientes de EPOC, un FEV₁ menor de 1.000 ml indica una supervivencia a los cinco años del 50%. También la espirometría es uno de los criterios para definir la necesidad de trasplante pulmonar, valorándose éste cuando el FEV₁ postbroncodilatación es del 25%-30% del teórico en la EPOC, y existen otros signos, como hipercapnia, hipoxemia en reposo o hipertensión pulmonar.
- Valoración del estado de salud de personas con actividad física importante (deportistas, bomberos, etc.).
- Valoración de intervenciones terapéuticas, como la administración de broncodilatadores, prueba terapéutica con corticoides inhalados u orales... El seguimiento del FEV₁ tras estas intervenciones da una idea de su efectividad.
- Valorar los cambios en el curso de enfermedades que afecten a la función pulmonar (enfermedades obstructivas, restrictivas, fallo cardíaco congestivo, síndrome de Guillain-Barré...).

- Seguimiento de personas expuestas a sustancias nocivas (gases, sílice, productos volátiles, humos...) o expuestas a fármacos con toxicidad pulmonar conocida.
- Evaluación de discapacidades para seguros médicos, valoraciones legales, etc. En medicina laboral se entiende por *disfunción neumológica* el grado de alteración o pérdida de función pulmonar demostrada a pesar de efectuar un tratamiento adecuado.
- Para comparar el estado de salud de distintas poblaciones, en el curso de estudios epidemiológicos.
- Enfermedad cardiovascular inestable (ángor inestable, infarto de miocardio reciente o tromboembolismo pulmonar).
- Aneurismas cerebrales, torácicos o abdominales, por el riesgo de rotura.
- Desprendimiento de retina reciente, o cirugía del ojo reciente (cataratas).
- Cirugía reciente de tórax o abdomen.

Relativas

Este tipo de situaciones no permiten obtener trazados de una calidad mínimamente aceptable, pero en algunos casos, y en situaciones controladas (servicios de función pulmonar), podría llevarse a cabo la espirometría:

Contraindicaciones

Podemos diferenciar dos tipos de contraindicaciones respecto a la espirometría: por un lado, aquellas circunstancias que suponen un grave riesgo para la salud del paciente, siendo éstas las *contraindicaciones absolutas*; y por otro lado, aquellas situaciones que no suponen riesgo para la salud del paciente, pero que impiden obtener una espirometría de calidad adecuada: son las *contraindicaciones relativas*.

Absolutas

Como hemos dicho, serán aquellas situaciones que ponen en grave riesgo la salud del paciente al realizar un esfuerzo importante, tal como sucede en la espirometría:

- Hemoptisis importante de origen desconocido, ya que la maniobra de espiración forzada puede agravar la enfermedad de base y provocar hemoptisis masivas.
- Neumotórax activo o reciente. Haber tenido un neumotórax en el pasado no contraindica la espirometría.
- No comprender bien la maniobra, tal como sucede en niños menores de 5-6 años y en algunas personas ancianas.
- Deterioro psíquico, por la misma razón del punto anterior.
- Estado físico muy deteriorado (caquexia, etcétera).
- Presencia de traqueotomía. Para realizar una espirometría en este caso se requiere una cánula especial. Si se considera necesario realizar una espirometría a un portador de traqueotomía, debe derivarse a un servicio de función pulmonar.
- Problemas bucales y/o faciales que impidan el correcto sellado de la boca alrededor de la boquilla, o que faciliten el escape de aire (paladar hendido, labio leporino, disostosis faciales...).
- Hemiplejía facial, pues la parálisis de algunos grupos musculares va a impedir el correcto sellado de los labios sobre la boquilla, permitiendo el escape de aire.
- Náuseas incontrolables al introducir la boquilla.

- Falta de colaboración en simuladores o personas con depresión grave.

La existencia de infecciones, como la tuberculosis, no supone estrictamente una contraindicación para la espirometría, pero obligaría a tomar medidas para minimizar el riesgo: programarlo a última hora, usar filtros adecuados y esterilizar posteriormente el equipo. En general, ante la sospecha de este tipo de infecciones, se recomienda no realizar la espirometría salvo

que sea estrictamente necesario, y posponerla para cuando el paciente haya iniciado el tratamiento y no exista riesgo de contagio.

En la tabla I se pueden ver resumidas las indicaciones y las contraindicaciones de la espirometría.

Complicaciones

La espirometría es una técnica muy segura, y las complicaciones descritas son casi anecdó-

TABLA I
Principales indicaciones y contraindicaciones de la espirometría

Indicaciones

- Evaluar síntomas (disnea, tos, opresión torácica...)
- Valorar gravedad
- Seguimiento de enfermedades pulmonares
- Valoración preoperatoria
- Valoración pronóstico
- Valoración de la respuesta a medicamentos
- Prueba de cribado en pacientes de riesgo
- Evaluación de discapacidades

Contraindicaciones

Absolutas

- Hemoptisis de origen desconocido
- Neumotórax
- Enfermedad cardiovascular inestable (ángor inestable, infarto reciente, tromboembolismo)
- Aneurismas
- Desprendimiento de retina
- Cirugía reciente torácica, abdominal o del ojo.

Relativas

- No comprender la maniobra (niños, ancianos...)
- Importante deterioro psíquico o físico
- Traqueotomía
- Problemas bucales o faciales
- Hemiplejía facial
- Náuseas por la boquilla
- Simuladores o mala colaboración



Introducción a la espirometría

tics. Sin embargo, existen comunicaciones de las siguientes:

- Síncope.
- Accesos de tos paroxística.
- Dolor torácico.
- Broncoespasmo.
- Adquisición de infecciones nosocomiales.
- Neumotórax.
- Incremento de la presión intracraneal.