

RESISTENCIAS POR OSCILACIÓN FORZADA

Alejandro López Neyra, Verónica Sanz Santiago, Jose Ramón Villa Asensi

RESUMEN

La mayoría de las pruebas de función pulmonar requieren una colaboración activa por parte del paciente y sus valores son dependientes del esfuerzo realizado. La oscilometría forzada (FOT) es una técnica que mide de forma no invasiva la mecánica respiratoria y que requiere una cooperación mínima, por lo que está especialmente indicada en pacientes en los que es difícil conseguir una adecuada colaboración.

La FOT mide la reacción del sistema respiratorio frente a unas señales artificiales que en forma de presiones oscilatorias se aplican, habitualmente, en la boca del paciente. De este modo se mide la impedancia, que corresponde al impedimento natural al flujo de aire que ofrece el sistema respiratorio. La resistencia, que es una parte de la impedancia, se puede asimilar, en determinadas circunstancias, a la resistencia de la vía aérea, por lo que la FOT tiene una utilidad máxima en la patología obstructiva.

Desde que la FOT fue descrita por DuBois y cols. en 1956, se han desarrollado diferentes variantes de la técnica, siendo la oscilometría de impulsos (IOS) la que se ha empleado en la mayoría de los estudios. Los valores de IOS son similares pero no idénticos a los proporcionados por la FOT. Aunque la mayoría de las aplicaciones de la FOT se refieren al campo de la pediatría, cada vez hay más trabajos que demuestran su utilidad en la edad adulta, ya que ofrece una información valiosa que complementa a la obtenida por las pruebas de función pulmonar convencionales.

INTRODUCCIÓN

Las pruebas de función pulmonar son esenciales para el diagnóstico de la patología del sis-

tema respiratorio y para cuantificar el grado de afectación, la respuesta a los tratamientos y la evolución de la patología respiratoria en el tiempo. La mayoría de las pruebas de función pulmonar requieren una colaboración activa por parte del paciente y sus valores son dependientes del esfuerzo realizado. En determinados grupos de edad, como son los niños y los ancianos, y en pacientes con ciertas enfermedades, conseguir este esfuerzo en ocasiones no es posible. La oscilometría forzada (FOT) es una técnica que mide de forma no invasiva la mecánica respiratoria y que requiere una cooperación mínima, por lo que está especialmente indicada en estos grupos de edad. Se han realizado con éxito mediciones en el laboratorio de función pulmonar, a pie de cama del paciente, en urgencias y en escuelas, lo que le confiere una gran versatilidad.

La característica de la FOT es que no se basa en la medida del flujo respiratorio y las señales de presión generadas por el sujeto, sino que la relación de las señales de presión-flujo (a la salida) están en relación a unas señales artificiales en forma de presiones oscilatorias de baja amplitud (a la entrada, generalmente en la boca del paciente) que son producidas por un generador (altavoz) y sobreimpuestas a la respiración normal del sujeto. De este modo se mide la impedancia (Zrs) del sistema respiratorio como medida de la función respiratoria⁽¹⁾. La Zrs corresponde al impedimento natural al flujo de aire que ofrece el sistema respiratorio, que incluye tanto las pérdidas friccionales como las cargas elásticas e inerciales. La Zrs se puede dividir en la resistencia respiratoria (Rrs) y la reactancia (Xrs) dependiendo de si el pico de presión y flujo se encuentran dentro o fuera de fase, respectivamente. Para medir la Zrs se

aplica una presión oscilatoria al sistema y se mide el flujo resultante como respuesta.

La FOT fue desarrollada inicialmente por DuBois y cols. en 1956, describiendo la aplicación de unas ondas de presión sinusoidales de diversas frecuencias a la vía aérea abierta para medir la respuesta del sistema respiratorio⁽²⁾. Desde entonces, multitud de variantes en términos de configuración de la medida, frecuencia de oscilación y principios de evaluación han ido surgiendo, por lo que las comparaciones entre los distintos laboratorios de función pulmonar resultaban difíciles. En 2003, se publicó la primera estandarización de la técnica por un grupo de trabajo de la *European Respiratory Society* (ERS)⁽³⁾ y, en 2007, la estandarización de su uso en niños preescolares⁽⁴⁾. La oscilometría de impulsos (IOS) es una modificación de la FOT⁽⁵⁾ disponible comercialmente (Jaeger, GmbH, Würzburg, Alemania) con la que se han realizado la mayoría de los estudios, sobre todo en el campo de la pediatría. Los valores de IOS son similares pero no idénticos a los proporcionados por la FOT.

PRINCIPIOS FISIOLÓGICOS

Una parte importante de la patología respiratoria produce una alteración ventilatoria de tipo obstructivo. El concepto básico de la patología obstructiva es la existencia de un aumento de la resistencia al paso del aire a través de las vías aéreas. La medición de esa resistencia es en teoría la medida más fiable del grado de obstrucción bronquial. Las grandes ventajas teóricas de la medida de la resistencia de las vías aéreas mediante FOT es que permite evaluar de forma directa el grado de obstrucción y hacerlo durante una maniobra más fisiológica, la respiración normal. El principal problema es que la medición no es tan sencilla desde el punto de vista técnico y que la variabilidad en su medida es alta.

La resistencia es el cociente de la diferencia de presión entre 2 puntos y el flujo entre los mismos.

$$R = \Delta \text{ presión} / \Delta \text{ flujo}$$

Se mide en $\text{kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$

El flujo de aire en el sistema respiratorio viene generado por la diferencia de presión entre el alveolo y la boca. No existe ninguna dificultad para medir el flujo pues éste se transmite hasta la boca y ahí se puede medir con un neumotacógrafo. El problema es conocer cuál es la presión alveolar que genera ese flujo. Los diferentes métodos desarrollados para medir las resistencias del sistema respiratorio tratan de soslayar ese problema. Dependiendo del procedimiento que se utilice, se medirán diferentes tipos de resistencia en el sistema respiratorio:

- La resistencia pulmonar (RL): se refiere a la resistencia del tejido pulmonar y de las vías aéreas. Para medir la RL se utiliza un balón esofágico que permite estimar la presión pleural.
- La resistencia total del sistema respiratorio (R_{tot} o R_{rs}): es la suma de las resistencias de la pared torácica, tejido pulmonar y vías aéreas. Puede medirse con un sistema de interrupción (R_{int}) o mediante la técnica de la oscilación forzada (R_{rs}).
- La resistencia de las vías aéreas (Raw) viene determinada por los cambios friccionales en el flujo del aire desde la boca al alveolo. Se mide mediante pletismografía.

La técnica de la oscilación forzada permite evaluar la resistencia mecánica del sistema respiratorio (R_{rs}) de forma no invasiva durante la respiración espontánea. Como se ha indicado previamente, la mayoría de los métodos miden la resistencia de las vías aéreas como la relación entre la diferencia de presión alveolo-boca y el flujo de aire que ésta genera en la vía aérea. La oscilometría es completamente distinta, ya que utiliza un generador de presión externo que se aplica en la boca del paciente y se miden los cambios de flujo que éste genera en la vía aérea. La gran ventaja de este método es que solo exige que el paciente respire a volumen corriente a través de una pieza bucal o de una mascarilla sin tener que realizar ningún esfuerzo.

Los conceptos de impedancia, resistencia y reactancia proceden de la teoría de los

circuitos eléctricos con corriente alterna. La **impedancia eléctrica** mide la oposición de un circuito o de un componente eléctrico al paso de una corriente eléctrica alterna sinusoidal. La impedancia tiene dos componentes, un componente resistivo (debido a las resistencias del circuito) y un componente reactivo (debido a la inductancia y a la capacitancia). Se denomina reactancia a la impedancia ofrecida, al paso de la corriente alterna, por un circuito en el que sólo existen inductores (bobinas) o capacitancias (condensadores) puras, esto es, sin resistencias. No obstante, esto representaría una condición ideal, puesto que no existen en la realidad bobinas ni condensadores que no contengan una parte resistiva, con lo cual los circuitos en general estarán formados por una composición R-L-C (resistencia, inductor y capacitor). Por lo tanto, no existe la reactancia pura y por ello se representa como jX para referir que es una variable imaginaria.

$$Z = R + jX$$

En el sistema respiratorio, podría expresarse de forma similar. La impedancia del sistema respiratorio (Z_{rs}) mide la oposición del sistema respiratorio al paso del aire y tiene dos componentes, la resistencia (R_{rs}) y un componente reactivo (reactancia = X_{rs}) debido a la resistencia elástica (compliance = C_{rs}) y a la inercia (inertancia = I_{rs}). Impedancia = resistencia + compliance + inertancia. La resistencia depende, fundamentalmente, del calibre de las vías aéreas centrales mientras que la reactancia viene determinada principalmente por las propiedades elásticas e inerciales de las vías aéreas, tejido pulmonar y tórax.

Si se considerara al pulmón como un estructura única que contuviera un único elemento resistivo, un elemento elástico y un elemento inercial, la presión y el flujo estarían en fase si la inertancia y la compliance fueran igual a cero. Sin embargo, la compliance produce un retraso de la fase y la inertancia un desfase positivo entre el cambio de presión y el cambio de flujo. El componente resistivo es la porción

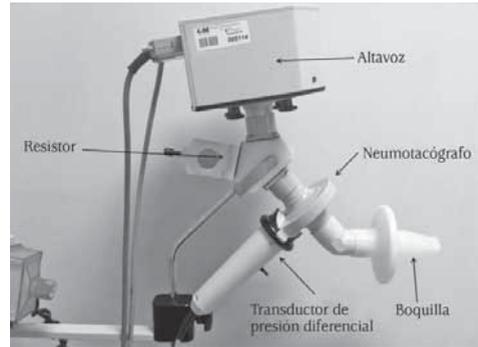


FIGURA 1. Equipamiento necesario para la medida de la impedancia respiratoria por oscilometría forzada de impulsos.

de la impedancia en el que los cambios de presión están en fase con los cambios de flujo, mientras que el componente reactivo es la parte de la impedancia en la que los cambios de presión están desfasados con los cambios de flujo. La reactancia está en relación con la capacidad del pulmón de almacenar energía y, por lo tanto, está determinada por las propiedades elásticas (la relación entre la presión y el volumen) que dominan a frecuencias de oscilación bajas y las propiedades inerciales (relación entre la presión y la aceleración del volumen), que son más importantes a frecuencias de oscilación elevadas.

FUNDAMENTOS TÉCNICOS

En la FOT se pueden realizar varias configuraciones dependiendo de los sitios de aplicación de la conducción de la señal y los distintos dispositivos de grabación de la respuesta de la mecánica respiratoria. Los más utilizados son los de medición de la impedancia de entrada. El equipo debe cumplir con las recomendaciones y normas internacionales ya que incluso pequeñas desviaciones influyen en la medición de la Z_{rs} .

En la configuración típica (Fig. 1), la oscilación de presión se genera mediante un altavoz convencional acoplado a una cámara. El movimiento del cono del altavoz es provocado por una señal sinusoidal generada por el microordenador. La perturbación de presión en el aire

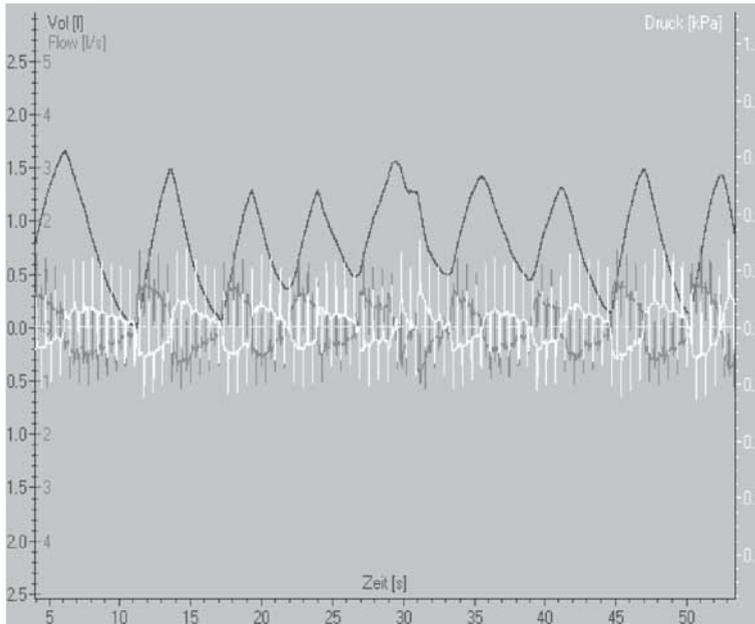


FIGURA 2. Gráfica de las señales de volumen, flujo y presión en relación con el tiempo en un registro de 55 segundos de duración. Se puede ver la señal volumen-tiempo correspondiente a la respiración espontánea del paciente y las señales de flujo y presión generadas por el altavoz.

de la cámara se transmite al sistema respiratorio por medio del neumotacógrafo mientras el paciente respira tranquilamente a través de la boquilla o mascarilla facial con filtro antibacteriano de baja resistencia. La oscilación de la señal no debe interferir con la respiración normal o causar molestias. Entre el neumotacógrafo y el altavoz existe un tubo para ofrecer al flujo de la respiración espontánea una vía a la atmósfera de baja resistencia y reducir al mínimo la reinhalación. El espacio muerto está representado por la boquilla o mascarilla facial, el filtro antibacteriano y el medidor de flujo, con un volumen total aproximado de 50-70 ml. La señal de presión en la boca del paciente se registra con un transductor de presión. La señal de flujo se obtiene mediante un transductor de presión diferencial acoplado al neumotacógrafo. Ambas señales se acondicionan, se filtran y se introducen en el ordenador para el cálculo de la Zrs. La señal que recoge el neumotacógrafo está compuesta por la que provoca la respiración espontánea del paciente y la que provoca los impulsos del altavoz (Fig. 2). Para determinar la Zrs se deben separar ambas señales mediante un filtrado digital utilizando

sólo las señales generadas por el altavoz. La medición de Rrs y Xrs se expresan en función de la frecuencia de oscilación (f) y el uso de distintas frecuencias ofrece una mejor valoración de la mecánica respiratoria⁽⁴⁾.

Existe una técnica alternativa de medición de la Zrs de entrada en la que la cabeza del sujeto está encerrada en una cámara de modo que la presión oscilatoria se desarrolla tanto en la apertura del neumotacógrafo como en los alrededores de la pared de la vía aérea superior⁽⁶⁾.

DESCRIPCIÓN DEL PROCEDIMIENTO Y ANÁLISIS

Preparación del equipo

Tras encender el equipo, éste debe ser calibrado diariamente, primero con las variables ambientales o condiciones ATPS (presión atmosférica, temperatura y humedad relativa). Después hay que calibrar el neumotacógrafo con una jeringa estándar de 3 litros y, para una adecuada medición de los valores, usar una resistencia de $1,5 \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$ y que los valores obtenidos para toda la escala de frecuencias sean $\leq 10\%$ o $\leq 0,1 \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$.

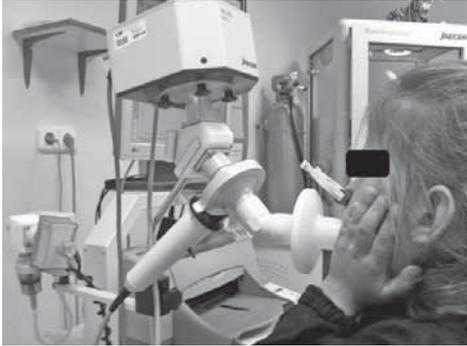


FIGURA 3. Paciente realizando una oscilometría forzada. Obsérvese como sujeta con firmeza ambas mejillas con sus manos.

Preparación del paciente

El paciente debe estar cómodamente sentado, en posición erguida con la cabeza un poco extendida o en posición neutra y respirando a través de una boquilla, usar una pinza nasal, con las mejillas y la boca firmemente sujetas (Fig. 3). En niños pequeños se usa mascarilla facial adecuada a su edad.

Se debe explicar al paciente en qué consiste la técnica. Los pacientes deben ser instruidos para respirar con calma y evitar la obstrucción de la boquilla con la lengua. Es importante que las mejillas y el suelo de la boca estén firmemente sujetas con las manos del propio paciente o, en el caso de los niños, pueden ser de ayuda los padres o el propio técnico de función pulmonar. Esta maniobra minimiza las vibraciones en la pared de la vía aérea superior.

Realización técnica

Antes de conectarse el paciente al equipo, el programa se pone en funcionamiento y se comprueba el registro gráfico en la pantalla para un adecuado control de calidad. Se deben obtener en cada maniobra varios ciclos respiratorios con una respiración tranquila. Un tiempo aceptable son 8-16 segundos para evitar episodios de hiperventilación o deglución durante la maniobra. Deben realizarse de 3-5 mediciones válidas. Los resultados deben representarse como la media de las 3-5 me-

diciones y ser calculadas como desviaciones estándar de la media.

Control de calidad visual

Se debe realizar por parte del técnico de función pulmonar un control visual de la pantalla de respiración a tiempo real del flujo y/o volumen y, además, del sujeto que realiza la prueba.

Los errores en la prueba que el técnico tiene que aprender a visualizar son: obstrucción de la boquilla (más frecuente en niños por introducción de la lengua en la misma), cierre de glotis, tos o deglución durante la maniobra, que se detectan en la pantalla como oscilaciones o mesetas en el flujo. También deben ser adiestrados para identificar la respiración irregular y/o rápida y superficial que invalidan el registro.

Los errores más frecuentes que se pueden detectar al observar al sujeto realizando la prueba son, como ya hemos dicho, obstrucción de la boquilla o sello incompleto de la boquilla o mascarilla facial, lo que ocasiona fuga de gas⁽⁴⁾.

Criterios de aceptabilidad

Para que el registro sea aceptable, se ha utilizado como variable la función de coherencia (γ^2) que corresponde a un número entre 0 y 1 y que es similar al coeficiente de correlación que proporciona un índice de causalidad entre la entrada y salida de un sistema lineal. Se considera aceptable cuando está por encima de 0,95. Cuando el valor es menor, se asume que es por ruidos no respiratorios aunque, por el momento, en la población pediátrica preescolar no existe ningún estudio sistemático sobre el punto de corte más idóneo para eliminar el ruido extra.

Criterios de reproducibilidad

El coeficiente de variación para Rrs en un mismo sujeto está entre 6,2 y 11,2%. La reproducibilidad de la Xrs está peor documentada, algunos autores consideran que está alrededor del 16%.

PRINCIPALES PARÁMETROS Y SU SIGNIFICADO. INTERPRETACIÓN

A diferencia de otras pruebas de función pulmonar que miden presiones y flujo en el dominio temporal, el cálculo de la impedancia se realiza en el dominio frecuencial. Para cada una de las frecuencias exploradas se calcula una impedancia del sistema respiratorio, que incluye tanto la resistencia real (Rrs) como la reactancia imaginaria (jX). La interpretación de la FOT se basa en que la Rrs medida es la suma de las resistencias de la vía aérea y del tejido pulmonar. En el rango de frecuencias explorado la resistencia del tejido pulmonar es mínima, por lo que el valor de Rrs puede asimilarse a la resistencia de la vía aérea⁽⁷⁾.

El espectro de frecuencias más útil para el estudio de la FOT se encuentra entre 5 y 35 Hz. La frecuencia que genera la respiración espontánea se sitúa entre 0,2 y 5 Hz. La relación entre la frecuencia empleada y la resistencia del sistema respiratorio no es lineal. Entre 0 y 2 Hz se produce una caída de la resistencia debido al componente viscoelástico del sistema respiratorio. Entre 2 y 32 Hz este componente es despreciable, por lo que el sistema respiratorio se puede considerar como un componente resistivo constante. A partir de esa frecuencia vuelve a observarse una dependencia frecuencial que se relaciona con las propiedades acústicas del aire en las vías aéreas⁽⁶⁾ (Fig. 4).

Cuando se aplican los impulsos a nivel de la boca, parte de la energía se pierde debido a la complianza de la vía aérea superior y, por tanto, nunca llega a transmitirse hasta la vía aérea inferior. Este efecto se minimiza pero no se elimina sujetando con firmeza las mejillas y el suelo de la boca. Este *shunt* de la vía aérea superior se incrementa con el aumento de la frecuencia, lo que lleva a una dependencia frecuencial “artificial” de la Rrs. Este efecto es, además, mayor en niños que en adultos, por lo que es normal encontrar una dependencia frecuencial de la R en niños, mientras que en adultos su presencia es patológica y se

interpreta como pérdida de homogeneidad del sistema respiratorio⁽³⁾.

La reactancia (Xrs) es negativa a frecuencias bajas, cuando predominan las propiedades elásticas del tejido pulmonar. Al incrementarse la frecuencia aumentan las fuerzas inerciales, con lo que también se incrementa Xrs. El punto en que se igualan las fuerzas elásticas e inerciales se denomina frecuencia de resonancia (f_{res}), y equivale a la frecuencia en la que la Xrs es igual a 0. A frecuencias muy por encima de f_{res} la reactancia vuelve a hacerse negativa. El punto en que vuelve a hacerse cero se denomina primera frecuencia de antirresonancia ($f_{ar,1}$) (Fig. 4).

Existen valores de referencia para FOT y para IOS tanto en niños^(4,8-18) como en adultos^(17,19-23). En general, con el incremento de la talla y la edad disminuye el valor de Rrs, mientras que el valor de Xrs se hace menos negativo y, por tanto, la f_{res} es menor. No existen diferencias significativas en relación con el sexo. Como se ha comentado con anterioridad, en niños es normal encontrar una dependencia frecuencial de Rrs, que se hace más pronunciada cuanto menor es la edad.

La interpretación de los valores obtenidos mediante la FOT tiene que tener en cuenta la variabilidad obtenida en sujetos sanos en cada una de las frecuencias exploradas. La variación de los valores de Rrs obtenidos mediante FOT en un mismo sujeto se sitúa entre el 5-15%, siendo algo mayor para Xrs. La variabilidad en adultos y niños es muy similar⁽³⁾. La diferencia entre los valores observados y los predichos tiene que ser dividida entre la desviación estándar obtenida en la población de referencia en cada una de las variables. Por tanto, no se puede dar un punto de corte válido para todas las variables obtenidas, y habrá que calcularlo en función de los valores de referencia que se empleen. Como ejemplo, se puede considerar que la Rrs a 5 Hz está aumentada cuando es mayor del 150% del valor teórico, que se corresponde con un incremento similar de la resistencia medida por pletismografía o de una caída del FEV₁ del 20%. La Xrs a 5 Hz se

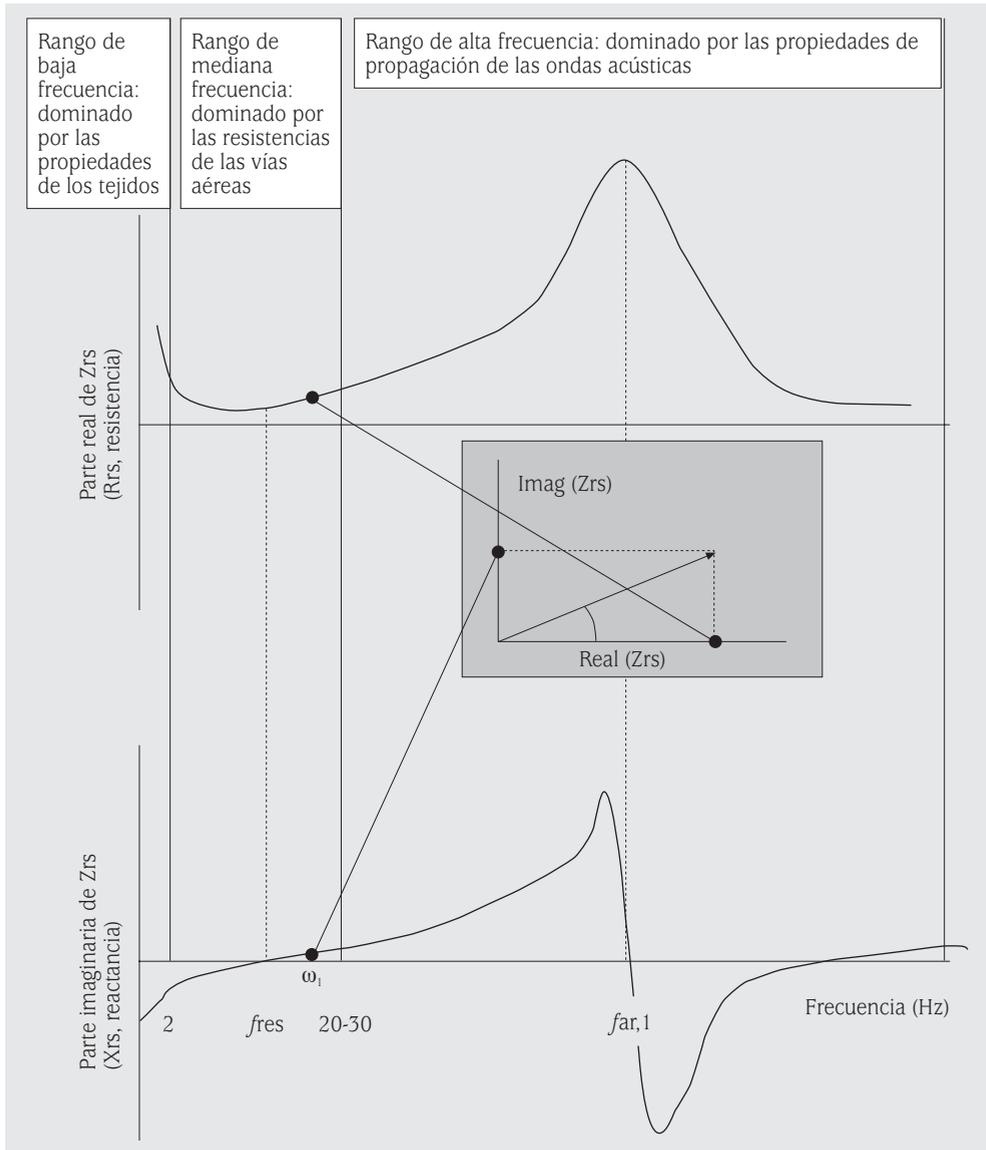


FIGURA 4. Representación esquemática del espectro de la impedancia respiratoria. Z_{rs} : impedancia respiratoria; f_{res} : frecuencia de resonancia; $f_{ar,1}$: primera frecuencia de antirresonancia; Hz: hercio (modificado de Frey U⁽⁶⁾).

puede considerar patológica cuando su valor es inferior al predicho $-0,2 \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$.

La FOT es capaz de diferenciar entre sujetos sanos y enfermos, pero no distingue bien entre patología obstructiva y restrictiva. Las alteraciones encontradas en enfermedades restrictivas son similares a las que presentan los

enfermos con patología obstructiva moderada. Sin embargo, el análisis de la resistencia y la reactancia puede orientar hacia la localización de la obstrucción (Fig. 5). Las obstrucciones centrales (entendiendo como tales las producidas en segmentos fijos no distensibles de la vía aérea) producen incrementos de todo el espec-

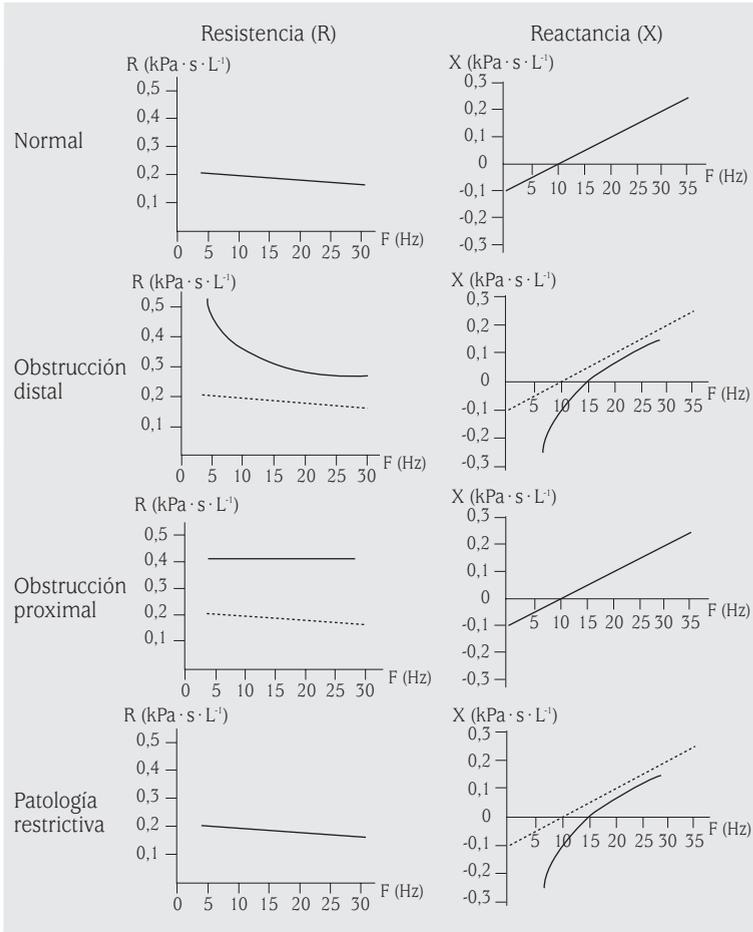


FIGURA 5. Representación esquemática de los diferentes patrones en oscilometría. Las líneas de puntos indican la distribución normal. kPa: kilopascal; s: segundo; L: litro; F: frecuencia; Hz: hercio (modificado de Komarow HD⁽⁴⁸⁾).

tro de resistencias, sin alterar la distribución de la reactancia y, por tanto, manteniendo una *fres* normal. Las obstrucciones de la vía aérea periférica producen incrementos de todo el espectro de frecuencias, pero más pronunciado a frecuencias bajas, de tal manera que *Rrs* a 5 Hz es claramente mayor que *Rrs* a 20 Hz. En este caso la reactancia también sería patológica: se encontrarían reactancias menores a lo normal y, por tanto, la *fres* estaría aumentada.

Otras modalidades de FOT

Aunque el espectro de frecuencias más empleado se sitúa entre 5 y 35 Hz, se pueden aplicar frecuencias por encima y por debajo de ese rango⁽⁵⁾. En general la utilización de esas

frecuencias tiene una aplicación clínica actual limitada.

Por debajo de 5 Hz, los impulsos se superponen con los generados por la respiración espontánea, por lo que la FOT a bajas frecuencias debe aplicarse en apnea. Este hecho limita su aplicación, pero tiene la ventaja de que permite estimar de manera independiente la impedancia de la vía aérea y la del tejido pulmonar. Sería de utilidad en pacientes sometidos a ventilación mecánica sedados y relajados.

La aplicación de frecuencias elevadas (> 100 Hz) muestra comportamientos diferentes de la impedancia. Esto se debe a que en estas frecuencias la impedancia se ve influida fundamentalmente por los fenómenos de pro-

pagación de la onda por la vía aérea y muy poco por la propiedades del tejido pulmonar. Algunos estudios han demostrado que *far,1* es capaz de distinguir entre sujetos sanos y enfermos, y que su correlación con los índices de la espirometría forzada es mejor que la de los parámetros obtenidos mediante la FOT a frecuencias convencionales.

Existe también la posibilidad de aplicar las ondas de presión en lugares diferentes a la boca. En este sentido, es interesante una técnica que aplica las ondas de presión simultáneamente en la boca y alrededor de la cabeza, consiguiendo minimizar los errores de la técnica derivados de la complianza de la vía aérea superior⁽³⁾. Con este método se obtienen valores de Rrs mayores pero menos dependientes de la frecuencia, incrementos mayores de Xrs en relación con la frecuencia y, en consecuencia, valores menores de *fres*. El dispositivo se tolera peor que la FOT convencional y los estudios realizados hasta la fecha no han demostrado que incremente la sensibilidad y la especificidad, por lo que actualmente no es una variante para aplicar en la práctica clínica diaria.

RELEVANCIA CLÍNICA: INDICACIONES

La mayoría de los estudios con FOT se ha llevado a cabo en niños, ya que es en esta edad en la que una técnica que no requiere casi colaboración por parte del paciente tiene una utilidad mayor. Aún así, el desarrollo de la técnica ha permitido encontrar aplicaciones para adultos, ya que la FOT informa de propiedades que no se pueden estudiar con las pruebas de función pulmonar convencional.

Aplicación de la FOT en niños

Asma

La mayoría de los estudios se han realizado en pacientes asmáticos, comparando la FOT con otras pruebas de función pulmonar o intentando diferenciar a sujetos sanos de enfermos. La FOT no es capaz de distinguir entre niños sanos y niños asmáticos diagnosticados

mediante cuestionario⁽⁸⁾, ni diferenciar entre preescolares con 3 o más episodios de sibilancias en los 6 meses previos de niños sanos⁽²⁴⁾. A pesar de estos datos, hay algún trabajo que sí ha encontrado incrementos significativos de Rrs a 5 Hz en niños con diagnóstico médico de asma⁽²⁵⁾. En preescolares que acuden a urgencias con sibilancias se ha encontrado un incremento significativo de Rrs a 8 Hz⁽²⁶⁾. Un estudio en niños de entre 6 y 12 años no encontró diferencias entre sujetos sanos y pacientes con síntomas de asma o tos crónica en el año previo⁽²⁷⁾.

La FOT se ha empleado para valorar la respuesta a broncodilatadores. No existe un punto de corte estandarizado para considerar una respuesta como positiva, ni siquiera una manera uniforme de expresar la respuesta broncodilatadora. Algunos autores prefieren expresar la mejoría como valor absoluto⁽²⁸⁾, mientras que otros expresan la respuesta broncodilatadora en referencia al valor basal⁽²⁹⁾, proponiendo como puntos de corte significativos una reducción del 40% de Rrs o un incremento del 65% de Xrs. Otro punto de corte propuesto es un cambio de Rrs a 8 Hz del 19% sobre el basal⁽²⁶⁾. En un estudio realizado en niños de 4 años se comparó la respuesta broncodilatadora entre niños sanos y asmáticos, encontrando reducciones significativas de Rrs a 5 y 10 Hz en pacientes asmáticos con respecto a los niños sanos, que no se evidenciaron mediante espirometría⁽³⁰⁾. Otro estudio evaluó la capacidad de la FOT para predecir un incremento del FEV₁ del 10% respecto al valor teórico tras la administración de salbutamol, encontrando que una caída de la resistencia del 28% tenía una sensibilidad y especificidad de 69 y 78%, respectivamente⁽¹⁵⁾. Debido a la simplicidad y rapidez de la técnica, la FOT puede explorar el efecto broncodilatador que tiene una inspiración profunda⁽⁶⁾.

La FOT también se ha empleado en las pruebas de provocación bronquial. En preescolares con sibilancias, los cambios en la FOT se correlacionan bien con los cambios observados en la espirometría, la pletismo-

grafía o la medición de resistencias por interrupción en la prueba de provocación con metacolina⁽⁵¹⁾. Los cambios en la FOT preceden a los cambios en la espirometría y a la disminución del pico flujo. Un incremento de Rrs a 5 Hz del 50 % sobre el valor basal tiene una sensibilidad y especificidad del 63 y 89 %, respectivamente, para detectar una caída del FEV₁ del 15 %⁽⁵²⁾. La FOT se puede emplear también en otras pruebas de provocación bronquial como el test de manitol⁽⁵³⁾ o para incrementar la sensibilidad del test de esfuerzo⁽⁵⁴⁾.

Fibrosis quística (FQ)

Los índices de FOT tienen, en general, mala correlación con los índices espirométricos convencionales en pacientes con FQ^(13,35). Estas discrepancias podrían reflejar alteraciones en las propiedades elásticas de la pared de las vías respiratorias⁽⁵⁾. En un estudio prospectivo de 4 años las mediciones seriadas de Rrs a 5 Hz mediante IOS no fueron de utilidad en la monitorización de la función pulmonar en FQ⁽⁵⁶⁾. Otro estudio realizado en pacientes FQ de entre 2 y 7 años encontró que, aunque los z-scores de Rrs y Xrs fueron significativamente diferentes de cero, la mayoría de los pacientes presentaban valores dentro de la normalidad. Sólo los pacientes sintomáticos presentaron valores de Rrs y Xrs más allá de 2 desviaciones estándar⁽⁵⁷⁾. En pacientes FQ con respuesta paradójica a la administración de broncodilatadores, la caída del FEV₁ no se correlacionaba con incrementos de Rrs a 6 Hz. Esto podría deberse a que el salbutamol disminuiría el tono del músculo liso bronquial incrementando la complianza de la pared bronquial, por lo que la R disminuiría al ser medida a volumen corriente mientras que la limitación al flujo aéreo se facilitaría en las maniobras de espiración forzada⁽⁵⁵⁾. Al usar la técnica de FOT a bajas frecuencias en pacientes FQ anestesiados para la realización de un lavado broncoalveolar se encontró correlación entre diferentes mediadores inflamatorios y los parámetros de FOT⁽⁵⁸⁾.

Otras

La FOT se ha utilizado con éxito para la evaluación de tratamientos broncodilatadores frente a placebo en ensayos clínicos⁽⁴⁾. En niños de 6 años con antecedentes de prematuridad y displasia broncopulmonar se encontraron alteraciones de Rrs y Xrs a 5 Hz frente a niños sanos, siendo Xrs a 5 Hz y la *fres* capaces de diferenciar entre prematuros con y sin enfermedad pulmonar crónica⁽⁵⁹⁾. Debido a la sensibilidad de la FOT para detectar obstrucciones de la vía aérea proximal, también se ha empleado para el seguimiento de los pacientes tras la reparación de la fistula traqueoesofágica y la atresia de esófago⁽⁴⁰⁾.

Aplicación de la FOT en adultos

Las alteraciones más frecuentes de la FOT en adultos con patología pulmonar consisten en un incremento de Rrs, sobre todo a bajas frecuencias, y un descenso de Xrs con el consiguiente incremento de la *fres*. Tiene suficiente sensibilidad para discriminar a sujetos sanos de pacientes con síntomas respiratorios⁽⁴¹⁾. La dependencia frecuencial de Rrs, característica de la obstrucción bronquial, también se observa en pacientes con obstrucción de la vía aérea proximal, por lo que la FOT sería de gran utilidad en el seguimiento de los pacientes con riesgo de traqueoestenosis. Tampoco hay patrones característicos de la patología restrictiva, encontrando dependencia frecuencial de Rrs y caídas en Xrs en patologías como la alveolitis fibrosante, la cifoescoliosis o la espondilitis anquilosante⁽³⁾.

Algunos trabajos han evaluado la respuesta broncodilatadora en adultos con asma y enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), encontrando aceptables correlaciones con la espirometría. También se ha evaluado la correlación entre la FOT y la espirometría en las pruebas de provocación, sin que exista un punto de corte concreto que se corresponda con una caída del FEV₁ del 20 %⁽⁵⁾.

Estudios de campo

A pesar de que inicialmente no se demostró la capacidad de la FOT para distinguir entre

fumadores y no fumadores, estudios posteriores han encontrado correlaciones entre la dependencia frecuencial y el tabaquismo, aunque las alteraciones aparecerían cuando ya existe obstrucción en la espirometría⁽⁵⁾. Estudios más recientes han demostrado que la FOT tiene mayor sensibilidad que la espirometría para detectar alteraciones precoces relacionadas con el tabaquismo, cuando potencialmente serían reversibles. Esta ventaja diagnóstica de la FOT sobre la espirometría sería máxima en fumadores de menos de 20 paquetes/año, y sería muy importante para la prevención de la EPOC⁽⁴²⁾.

La FOT ha demostrado también su utilidad en el diagnóstico de enfermedades respiratorias profesionales⁽⁵⁾, detectando alteraciones con mayor sensibilidad que la espirometría⁽⁴³⁾.

EPOC

Los pacientes con EPOC presentan índices de FOT diferentes a los sujetos sanos, aunque un gran número de pacientes presentan valores dentro de la normalidad. Existe cierta correlación entre la FOT y la gravedad de la EPOC, aunque no está clara su utilidad para determinar la progresión de la enfermedad⁽⁴⁴⁾. A medida que se incrementa el grado de obstrucción se observa un incremento de Rrs, sobre todo a bajas frecuencias, con aumento de la dependencia frecuencial, y una Xrs más negativa, por lo que aumenta la f_{res} ⁽⁴⁵⁾. La FOT es de utilidad en la determinación de la limitación del flujo espiratorio, relacionado con la limitación al ejercicio físico de los pacientes con EPOC. Se ha comparado con la presión negativa espiratoria, demostrando un buen grado de acuerdo entre ambos métodos⁽⁴⁶⁾.

Otras

La FOT se ha empleado para valorar, en pacientes intubados, el riesgo de fracaso de extubación. En un estudio con 131 pacientes intubados se comparó la FOT con la broncoscopia, encontrando que con valores de Rrs a 5 Hz $< 0,35 \text{ kPa} \cdot \text{L}^{-1} \cdot \text{s}$ no parece necesario

realizar una broncoscopia para asegurar la extubación⁽⁴⁷⁾. También podría ser de utilidad para monitorizar los cambios en la mecánica respiratoria durante la ventilación mecánica o para titular la presión óptima en la ventilación no invasiva para el tratamiento del síndrome de apneas hipopneas del sueño⁽⁵⁾.

BIBLIOGRAFÍA

1. Nielsen KG. Forced oscillation technique. *Paediatr Respir Rev.* 2006; 7 (Suppl 1): S8-S10.
2. Dubois AB, Brody AW, Lewis DH, Burgess BF, Jr. Oscillation mechanics of lungs and chest in man. *J Appl Physiol.* 1956; 8 (6): 587-94.
3. Oostveen E, MacLeod D, Lorino H, et al. The forced oscillation technique in clinical practice: methodology, recommendations and future developments. *Eur Respir J.* 2003; 22 (6): 1026-41.
4. Beydon N, Davis SD, Lombardi E, et al. An official American Thoracic Society/European Respiratory Society statement: pulmonary function testing in preschool children. *Am J Respir Crit Care Med.* 2007; 175 (12): 1304-45.
5. Vogel J, Smidt U. Impulse oscillometry. Analysis of lung mechanics in general practice and the clinic, epidemiological and experimental research. Frankfurt: Pmi Verlagsgruppe CmbH; 1994.
6. Frey U. Forced oscillation technique in infants and young children. *Paediatr Respir Rev.* 2005; 6 (4): 246-54.
7. Bates JH, Daroczy B, Hantos Z. A comparison of interrupter and forced oscillation measurements of respiratory resistance in the dog. *J Appl Physiol.* 1992; 72 (1): 46-52.
8. Hellinckx J, De Boeck K, Bande-Knops J, van der PM, Demedts M. Bronchodilator response in 3-6.5 years old healthy and stable asthmatic children. *Eur Respir J.* 1998; 12 (2): 438-45.
9. Hall GL, Sly PD, Fukushima T, et al. Respiratory function in healthy young children using forced oscillations. *Thorax.* 2007; 62 (6): 521-6.
10. Mansell A, Levison H, Kruger K, Tripp TL. Measurement of respiratory resistance in children by forced oscillations. *Am Rev Respir Dis.* 1972; 106 (5): 710-4.
11. Williams SP, Fullton JM, Tsai MJ, Pimmel RL, Collier AM. Respiratory impedance and derived parameters in young children by forced random noise. *J Appl Physiol.* 1979; 47 (1): 169-74.

12. Clement J, Dumoulin B, Gubbelmans R, Hendriks S, van de Woestijne KP. Reference values of total respiratory resistance and reactance between 4 and 26 Hz in children and adolescents aged 4-20 years. *Bull Eur Physiopathol Respir.* 1987; 23 (5): 441-8.
13. Cogswell JJ. Forced oscillation technique for determination of resistance to breathing in children. *Arch Dis Child.* 1973; 48 (4): 259-66.
14. Cuijpers CE, Wesseling G, Swaen GM, Wouters EF. Frequency dependence of oscillatory resistance in healthy primary school children. *Respiration.* 1993; 60 (3): 149-54.
15. Delacourt C, Lorino H, Herve-Guillot M, Reinert P, Harf A, Housset B. Use of the forced oscillation technique to assess airway obstruction and reversibility in children. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 161 (3 Pt 1): 730-6.
16. Dencker M, Malmberg LP, Valind S, et al. Reference values for respiratory system impedance by using impulse oscillometry in children aged 2-11 years. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2006; 26 (4): 247-50.
17. Frei J, Jutla J, Kramer G, Hatzakis GE, Ducharme FM, Davis GM. Impulse oscillometry: reference values in children 100 to 150 cm in height and 3 to 10 years of age. *Chest.* 2005; 128 (3): 1266-73.
18. Gimeno F, van der Weele LT, Koeter GH, van Altena R. Forced oscillation technique. Reference values for total respiratory resistance obtained with the Siemens Siregnost FD5. *Ann Allergy.* 1992; 68 (2): 155-8.
19. Pasker HG, Mertens I, Clément J, van de Woestijne KP. Normal values of total respiratory input resistance and reactance for adult men and women. *Eur Respir Rev.* 1994; 4: 134-7.
20. Govaerts E, Cauberghs M, Demedts M, van de Woestijne KP. Head generator versus conventional technique in respiratory input impedance measurements. *Eur Respir Rev.* 1994; 4: 143-9.
21. Landser FJ, Clement J, van de Woestijne KP. Normal values of total respiratory resistance and reactance determined by forced oscillations: influence of smoking. *Chest.* 1982; 81 (5): 586-91.
22. Guo YF, Herrmann F, Michel JP, Janssens JP. Normal values for respiratory resistance using forced oscillation in subjects > 65 years old. *Eur Respir J.* 2005; 26 (4): 602-8.
23. Janssens JP, Nguyen MC, Herrmann FR, Michel JP. Diagnostic value of respiratory impedance measurements in elderly subjects. *Respir Med.* 2001; 95 (5): 415-22.
24. Harrison J, Gibson AM, Johnson K, Singh G, Skoric B, Ranganathan S. Lung function in preschool children with a history of wheezing measured by forced oscillation and plethysmographic specific airway resistance. *Pediatr Pulmonol.* 2010; 45 (11): 1049-56.
25. Nielsen KG, Bisgaard H. Discriminative capacity of bronchodilator response measured with three different lung function techniques in asthmatic and healthy children aged 2 to 5 years. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001; 164 (4): 554-9.
26. Ducharme FM, Davis GM. Respiratory resistance in the emergency department: a reproducible and responsive measure of asthma severity. *Chest.* 1998; 113 (6): 1566-72.
27. Cuijpers CE, Wesseling GJ, Kessels AG, et al. Low diagnostic value of respiratory impedance measurements in children. *Eur Respir J.* 1997; 10 (1): 88-93.
28. Oostveen E, Dom S, Desager K, Hagendorens M, De Backer W, Weyler J. Lung function and bronchodilator response in 4-year-old children with different wheezing phenotypes. *Eur Respir J.* 2010; 35 (4): 865-72.
29. Thamrin C, Gangell CL, Udomittipong K, et al. Assessment of bronchodilator responsiveness in preschool children using forced oscillations. *Thorax.* 2007; 62 (9): 814-9.
30. Marotta A, Klinnert MD, Price MR, Larsen GL, Liu AH. Impulse oscillometry provides an effective measure of lung dysfunction in 4-year-old children at risk for persistent asthma. *J Allergy Clin Immunol.* 2003; 112 (2): 317-22.
31. Bisgaard H, Klug B. Lung function measurement in awake young children. *Eur Respir J.* 1995; 8 (12): 2067-75.
32. Vink GR, Arets HG, van der LJ, van der Ent CK. Impulse oscillometry: a measure for airway obstruction. *Pediatr Pulmonol.* 2003; 35 (3): 214-9.
33. McClean MA, Htun C, King GG, Berend N, Salome CM. Cut-points for response to mannitol challenges using the forced oscillation technique. *Respir Med.* 2011; 105 (4): 533-40.
34. Schweitzer C, Abdelkrim IB, Ferry H, Werts F, Varechova S, Marchal F. Airway response to exercise by forced oscillations in asthmatic children. *Pediatr Res.* 2010; 68 (6): 537-41.
35. Hellinckx J, De Boeck K, Demedts M. No paradoxical bronchodilator response with forced

- oscillation technique in children with cystic fibrosis. *Chest*. 1998; 113 (1): 55-9.
36. Nielsen KG, Pressler T, Klug B, Koch C, Bisgaard H. Serial lung function and responsiveness in cystic fibrosis during early childhood. *Am J Respir Crit Care Med*. 2004; 169 (11): 1209-16.
 37. Gangell CL, Horak F, Jr., Patterson HJ, Sly PD, Stick SM, Hall GL. Respiratory impedance in children with cystic fibrosis using forced oscillations in clinic. *Eur Respir J*. 2007; 30 (5): 892-7.
 38. Brennan S, Hall GL, Horak F, et al. Correlation of forced oscillation technique in preschool children with cystic fibrosis with pulmonary inflammation. *Thorax*. 2005; 60 (2): 159-63.
 39. Malmberg LP, Mieskonen S, Pelkonen A, Kari A, Sovijarvi AR, Turpeinen M. Lung function measured by the oscillometric method in prematurely born children with chronic lung disease. *Eur Respir J*. 2000; 16 (4): 598-603.
 40. Harrison J, Martin J, Cramer J, Robertson CF, Ranganathan SC. Lung function in children with repaired tracheo-oesophageal fistula using the forced oscillation technique. *Pediatr Pulmonol*. 2010; 45 (11): 1057-63.
 41. Clement J, Landser FJ, van de Woestijne KP. Total resistance and reactance in patients with respiratory complaints with and without airways obstruction. *Chest*. 1983; 83 (2): 215-20.
 42. Faria AC, Costa AA, Lopes AJ, Jansen JM, Melo PL. Forced oscillation technique in the detection of smoking-induced respiratory alterations: diagnostic accuracy and comparison with spirometry. *Clinics (Sao Paulo)*. 2010; 65 (12): 1295-304.
 43. Schermer T, Malbon W, Newbury W, et al. Spirometry and impulse oscillometry (IOS) for detection of respiratory abnormalities in metropolitan firefighters. *Respirology*. 2010; 15 (6): 975-85.
 44. Crim C, Celli B, Edwards LD, et al. Respiratory system impedance with impulse oscillometry in healthy and COPD subjects: ECLIPSE baseline results. *Respir Med*. 2011; 105 (7): 1069-78.
 45. Di Mango AM, Lopes AJ, Jansen JM, Melo PL. Changes in respiratory mechanics with increasing degrees of airway obstruction in COPD: detection by forced oscillation technique. *Respir Med*. 2006; 100 (3): 399-410.
 46. Dellaca RL, Duffy N, Pompilio PP, et al. Expiratory flow limitation detected by forced oscillation and negative expiratory pressure. *Eur Respir J*. 2007; 29 (2): 363-74.
 47. Franke KJ, Nilius G, Morgenstern S, Ruhle KH. Removal of the tracheal tube after prolonged mechanical ventilation: assessment of risk by oscillatory impedance. *Respiration*. 2011; 81 (2): 118-23.
 48. Komarow HD, Myles IA, Uzzaman A, Metcalfe DD. Impulse oscillometry in the evaluation of diseases of the airways in children. *Ann Allergy Asthma Immunol*. 2011; 106 (3): 191-9.