

Original

## Medición del patrón ventilatorio mediante tomografía por impedancia eléctrica en pacientes con EPOC

Marco Balleza<sup>a,b,\*</sup>, Núria Calaf<sup>a</sup>, Teresa Feixas<sup>a</sup>, Mercedes González<sup>a</sup>, Daniel Antón<sup>b</sup>, Pere J. Riu<sup>b</sup> y Pere Casan<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Unitat de Funció Pulmonar, Departament de Pneumologia, Hospital de la Santa Creu i de Sant Pau, Facultat de Medicina, Universitat Autònoma de Barcelona, Barcelona, España

<sup>b</sup> Departament d'Enginyeria Electrònica, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España

### INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

#### Historia del artículo:

Recibido el 3 de septiembre de 2008

Aceptado el 28 de enero de 2009

On-line el 3 de junio de 2009

#### Palabras clave:

Tomografía por impedancia eléctrica (TIE)

Patrón ventilatorio

Neumotacómetro

Calibración

### RESUMEN

**Introducción:** La medición del patrón ventilatorio (PV) en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) mediante tomografía por impedancia eléctrica (TIE) requiere disponer de un modelo matemático de calibración que tenga en cuenta no sólo las características antropométricas (ya evaluadas en la persona sana), sino probablemente también las alteraciones funcionales propias de la enfermedad. El objetivo del presente estudio ha sido relacionar, en un grupo de pacientes (varones) con EPOC, las variables de la función pulmonar —espirometría, volúmenes estáticos, transferencia de monóxido de carbono (CO)— con las determinaciones de TIE y obtener una ecuación de calibración que permita convertir la señal eléctrica de la TIE en una señal de volumen.

**Material y métodos:** Se estudió a 28 pacientes —volumen espiratorio forzado en el primer segundo (FEV<sub>1</sub>)/capacidad vital forzada (FVC) < 70%— con un equipo TIE-4 previamente validado y se compararon los resultados con los de un neumotacómetro estándar. Previamente se determinaron los siguientes parámetros: FVC, FEV<sub>1</sub>, FEV<sub>1</sub>/FVC, volumen residual, capacidad pulmonar total, capacidad de difusión de CO y coeficiente de transferencia de CO (KCO), además de las variables antropométricas habituales.

**Resultados:** Los valores medios ( $\pm$  desviación estándar) de las diferentes pruebas funcionales fueron: FVC del  $72 \pm 16\%$ ; FEV<sub>1</sub> del  $43 \pm 14\%$ ; FEV<sub>1</sub>/FVC del  $42 \pm 9\%$ ; volumen residual del  $161 \pm 44\%$ , capacidad pulmonar total del  $112 \pm 17\%$ ; capacidad de difusión de CO del  $58 \pm 17\%$ , y KCO del  $76 \pm 25\%$ . Los valores medios de volumen circulante de las determinaciones obtenidas con el neumotacómetro y la TIE fueron de  $0,697 \pm 0,181$  y  $0,515 \pm 0,223$  l, respectivamente ( $p < 0,001$ ). Se encontraron relaciones significativas entre las medidas de la TIE y la transferencia de CO. El modelo matemático para ajustar las diferencias entre ambas determinaciones ( $R^2 = 0,568$ ;  $p < 0,001$ ) fue: factor de compensación =  $1,81 - 0,82 \times$  talla (m)  $- 0,004 \times$  KCO (%).

**Conclusiones:** La medición del PV mediante un equipo de TIE en pacientes con EPOC requiere una calibración previa que tenga en cuenta no sólo las características físicas de cada individuo, sino además la situación funcional del área de intercambio gaseoso.

© 2008 SEPAR. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

## Measuring Breathing Pattern in Patients With Chronic Obstructive Pulmonary Disease by Electrical Impedance Tomography

### ABSTRACT

#### Keywords:

Electrical impedance tomography (EIT)

Breathing pattern

Pneumotachometer

Calibration

**Background and Objective:** The measurement of breathing pattern in patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) by electrical impedance tomography (EIT) requires the use of a mathematical calibration model incorporating not only anthropometric characteristics (previously evaluated in healthy individuals) but probably functional alterations associated with COPD as well. The aim of this study was to analyze the association between EIT measurements and spirometry parameters, static lung volumes, and carbon monoxide diffusing capacity (DLCO) in a group of male patients to develop a calibration equation for converting EIT signals into volume signals.

**Materials and Methods:** We measured forced vital capacity (FVC), forced expiratory volume in 1 second (FEV<sub>1</sub>), FEV<sub>1</sub>/FVC, residual volume, total lung capacity, DLCO, carbon monoxide transfer coefficient (KCO) and standard anthropometric parameters in 28 patients with a FEV<sub>1</sub>/FVC ratio of < 70%. We then compared tidal volume measurements from a previously validated EIT unit and a standard pneumotachometer.

**Results:** The mean (SD) lung function results were FVC, 72 (16%); FEV<sub>1</sub>, 43% (14%); FEV<sub>1</sub>/FVC, 42% (9%); residual volume, 161% (44%); total lung capacity, 112% (17%); DLCO, 58% (17%); and KCO, 75% (25%). Mean

\* Autor para correspondencia.

Correos electrónicos: jballeza@santpau.cat, mabaor@hotmail.com (M. Balleza).

(SD) tidal volumes measured by the pneumotachometer and the EIT unit were 0.697 (0.181)L and 0.515 (0.223)L, respectively ( $P < .001$ ). Significant associations were found between EIT measurements and CO transfer parameters. The mathematical model developed to adjust for the differences between the 2 measurements ( $R^2 = 0.568$ ;  $P < .001$ ) was compensation factor =  $1.81\# - 0.82\# \times \text{height (m)\#} - 0.004 \times \text{KCO (\%)}.$

**Conclusions:** The measurement of breathing pattern by EIT in patients with COPD requires the use of a previously calculated calibration equation that incorporates not only individual anthropometric characteristics but gas exchange parameters as well.

© 2008 SEPAR. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

## Introducción

La medición, y especialmente el seguimiento, del patrón ventilatorio (PV) durante largos períodos de tiempo es una cuestión aún no suficientemente resuelta en neumología. Los métodos de referencia (neumotacómetro), al necesitar una boquilla o una mascarilla, modifican la forma de respirar. Los métodos alternativos, en especial la pletismografía por bandas inductivas, se han abandonado casi por completo debido a los problemas de calibración, que resultaban muchas veces insoslayables<sup>1</sup>. Otra posibilidad, propuesta recientemente, consiste en un sistema de transmisión de vibraciones respiratorias, aunque no se ha estudiado bien para este uso<sup>2</sup>. En el ámbito de la neumología, se han comprobado las aplicaciones de la tomografía por impedancia eléctrica (TIE) en la determinación de la función pulmonar unilateral<sup>3–5</sup> y, más recientemente, también en la medición del PV en individuos sanos. No obstante, el principal problema radica también en el sistema de calibración del equipo.

La TIE transforma la señal inicial de impedancia eléctrica en una serie de imágenes torácicas que posteriormente deben, a su vez, traducirse en una señal de volumen<sup>6</sup>. Todo esto obliga a realizar transformaciones matemáticas que tengan en cuenta las principales variables antropométricas del individuo. Nuestros estudios en población sana han determinado que estas variables son: el sexo (la calibración resulta más difícil en el sexo femenino), los pliegues cutáneos (anterior, lateral, posterior y subescapular) y el perímetro torácico (diferente distribución de la grasa y existencia de glándulas mamarias)<sup>7</sup>.

Igual que ocurre con la diferente configuración externa del tórax en cada individuo, las primeras observaciones realizadas en pacientes con enfermedades respiratorias nos permitieron apreciar la dificultad añadida de calibrar el equipo de TIE en estas personas. La existencia de mayor o menor atrapamiento aéreo, así como la diferente superficie de intercambio gaseoso, podía modificar la transmisión eléctrica. Así pues, si queríamos utilizar la TIE para medir el PV (volumen circulante) en pacientes con enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC), debíamos tener en cuenta estas circunstancias internas, además de las ya conocidas del exterior del tórax.

Nuestro objetivo ha sido analizar la relación entre las diferentes variables de la función pulmonar y las determinaciones de impedancia eléctrica, con la finalidad última de encontrar un modelo matemático de calibración que, añadido al ya conocido de la configuración torácica externa, pudiera permitir en un futuro utilizar la TIE para medir y seguir el PV en varones con EPOC.

## Material y métodos

### Equipo de tomografía por impedancia eléctrica (TIE-4)

El equipo TIE-4 es la cuarta versión de un prototipo diseñado por el Departamento de Electrónica de la Universitat Politècnica de Catalunya. Permite registrar señales de volumen-tiempo a partir de una secuencia de imágenes obtenidas a través de 16

electrodos (Red Dot 2560 de 3 M, London, Ontario, Canadá) colocados alrededor del tórax.

Las imágenes se adquieren a partir de la inyección de una corriente de 1 mA a una frecuencia de 48 kHz a través de los 16 electrodos colocados en el tórax del individuo, la cual es conducida a un par de multiplexores que posteriormente la inyectarán al individuo mediante otro par de electrodos. El resto de electrodos mide secuencialmente la tensión que se genera en la superficie del tórax, con ayuda de un sistema de detección. Una vez que se han realizado las medidas para ese par inyector, se trasladan los puntos de inyección y detección de forma adyacente, y comienza un nuevo ciclo de medida<sup>8</sup>. El procedimiento se repite hasta haber utilizado todos los electrodos en su modalidad inyector y detector. El equipo ha sido probado y se utiliza para otros registros en el Laboratorio de Función Pulmonar<sup>3,9</sup>.

Mediante el procedimiento descrito se obtiene una matriz de transconductancias superficiales, que se convierten en variaciones regionales de conductividad en el interior del cuerpo mediante un algoritmo de reconstrucción adecuado. Finalmente debe individualizarse la escala de valores de impedancia, ya que es función, además, como decíamos, de las características físicas de cada persona. El valor que corresponde a la estimación del volumen circulante para varones sanos se obtiene mediante la siguiente fórmula:

$$\Delta V_{\text{Varón}} = (\Delta IC) / (2908 - 13,2 \times W(\text{kg}) - 31,7 \times SS\_Sk(\text{mm}))$$

Donde  $\Delta IC$  es el valor de la suma de las variaciones de conductividad en toda la región estudiada,  $W$  es el peso y  $SS\_Sk$  es el pliegue subescapular.

### Voluntarios

Se estudió a 28 varones consecutivos, diagnosticados previamente de EPOC —volumen espiratorio forzado en el primer segundo (FEV<sub>1</sub>)/capacidad vital forzada (FVC) < 70%—, que acudían al laboratorio para el estudio de su función pulmonar. Las exploraciones se realizaron siempre en el mismo período de tiempo (de 9 a 12 h de la mañana), en una habitación tranquila, con una temperatura ambiente de 25 °C, un 60% de humedad y a nivel del mar. Todos ellos aceptaron participar voluntariamente en el estudio, que había aprobado previamente el Comité de Ética del centro.

### Procedimiento

Los 2 equipos (neumotacómetro y TIE-4) se situaron en paralelo, con funcionamiento independiente y sin respuesta de uno sobre el otro. Antes de su utilización se calibraron de la siguiente manera:

- La calibración del neumotacómetro se realizó mediante una jeringa neumática de 3 l, según el protocolo habitual del laboratorio (diferencia aceptada < 1%).
- El equipo TIE-4 se calibró mediante una ecuación ya establecida en personas sanas<sup>6,7</sup>. Además, se verificó la velocidad de adquisición de imágenes (16–18 imágenes/s) en el momento de la medición.

Antes de efectuar cada determinación se obtuvieron los parámetros antropométricos de cada paciente (edad, peso, talla e índice de masa corporal) y se midieron los pliegues cutáneos (anterior, lateral, posterior y subescapular) mediante unas pinzas electrónicas de tipo plicómetro Skinfoldmeter. A continuación se realizaron los diferentes estudios de función pulmonar —espirometría, volúmenes pulmonares estáticos y transferencia de monóxido de carbono (CO)—. Tras un período de descanso de 15 min se procedió a la medición del PV. Una vez colocados los 16 electrodos y tras haber calibrado y conectado los equipos, se iniciaba la respiración en reposo y se almacenaban 3 lecturas distintas en archivos con extensión TXT y ASC para su posterior análisis. Las determinaciones consistieron en registrar tanto gráfica como numéricamente las magnitudes del volumen circulante de los pacientes en períodos de 30 s (entre 5 y 8 ciclos respiratorios), con un descanso entre medidas de 3 min. Al final del ejercicio se registraron en total entre 20 y 25 ciclos.

#### Análisis estadístico

Los datos se muestran como media y desviación estándar. Las determinaciones obtenidas por el neumotacómetro y el equipo TIE-4 se compararon mediante la prueba de la t de Student para datos no paramétricos. Para analizar la relación entre variables se utilizó el coeficiente de correlación de Spearman, y el comportamiento de las diferencias de volumen circulante se evaluó mediante el análisis de concordancia de Bland-Altman. En todos los casos se consideró significativo un valor de  $p < 0,05$ . Por último, con todas las variables, se aplicó una regresión multivariante para obtener un modelo de ecuación que permitiera calibrar el equipo de TIE en pacientes con EPOC.

#### Resultados

Las características antropométricas del grupo de pacientes (todos ellos varones) fueron: edad media ( $\pm$  desviación estándar) de  $69 \pm 9$  años, talla de  $1,65 \pm 0,07$  m, peso de  $76 \pm 12$  kg e índice de masa corporal de  $28,0 \pm 4,2$  kg/m<sup>2</sup>. Las medidas de los pliegues torácicos, determinados en la zona anterior, lateral, posterior y subescapular, fueron, respectivamente:  $23 \pm 6$ ;  $25 \pm 8$ ;  $24 \pm 8$ , y  $26 \pm 9$  mm.

En la espirometría, los valores de la FVC y el FEV<sub>1</sub> fueron un  $72 \pm 16\%$  y un  $43 \pm 14\%$  del valor de referencia, respectivamente. La relación FEV<sub>1</sub>/FVC fue del  $42 \pm 9\%$ . En los 22 pacientes en quienes pudieron obtenerse los volúmenes estáticos, los valores promedio del volumen residual y de la capacidad pulmonar total fueron del  $161 \pm 44\%$  y el  $112 \pm 17\%$  del valor de referencia, respectivamente. En los 19 pacientes a quienes pudo medirse la transferencia al CO, los valores medios de la capacidad de transferencia de CO (DLCO) y del coeficiente de transferencia de CO (KCO) fueron, respectivamente, un  $58 \pm 17\%$  y un  $76 \pm 25\%$  del valor de referencia (tabla 1).

Los valores medios de volumen circulante de las determinaciones obtenidas con el neumotacómetro y el equipo TIE-4 fueron:  $0,697 \pm 0,181$  y  $0,515 \pm 0,223$  l, respectivamente ( $p < 0,001$ ). El valor medio de la diferencia entre las determinaciones obtenidas con ambos equipos fue  $0,182 \pm 0,125$  l. El coeficiente de correlación de Spearman entre ambas determinaciones fue:  $r = 0,825$  ( $p < 0,01$ ).

La relación de las variables de función pulmonar con el índice de impedancia eléctrica, por un lado, y con las diferencias observadas en el volumen circulante con ambos equipos, por otro, se expone en la tabla 2. El coeficiente de correlación fue estadísticamente significativo para la relación del índice de impedancia con el cociente FEV<sub>1</sub>/FVC, la DLCO y el KCO, por una

**Tabla 1**

Variables de función pulmonar en los pacientes estudiados

Paciente	Espirometría (%)			Volúmenes estáticos (%)		Transferencia pulmonar (%)	
	FVC	FEV <sub>1</sub>	FEV <sub>1</sub> /FVC	RV	TLC	DLCO	KCO
1	55	33	41	-	-	-	-
2	74	36	35	213	129	41	67
3	58	37	42	109	86	72	111
4	60	30	34	-	-	-	-
5	71	46	44	-	-	-	-
6	52	37	53	168	93	77	112
7	76	52	48	136	106	-	-
8	76	50	49	159	110	66	81
9	88	64	54	118	106	78	83
10	75	65	59	-	-	-	-
11	47	30	47	-	-	-	-
12	56	38	49	146	94	80	139
13	64	48	54	-	-	-	-
14	71	39	39	159	113	59	80
15	94	57	45	148	120	-	-
16	70	25	25	173	116	50	60
17	114	68	42	113	125	49	52
18	90	47	37	-	-	41	55
19	44	22	36	-	-	-	-
20	87	48	41	195	130	67	61
21	96	75	54	133	113	70	82
22	64	42	46	68	70	66	86
23	84	39	32	191	127	80	79
24	63	35	39	219	128	53	80
25	70	30	30	136	102	37	74
26	65	25	28	215	123	23	34
27	76	49	44	161	117	47	59
28	78	43	41	251	141	47	48
Media	72	43	42	161	112	58	76
DE	16	14	9	4	17	17	25

Todos los valores están representados como porcentajes respecto a su valor de referencia.

DE: desviación estándar; DLCO: capacidad de difusión de monóxido de carbono; FEV<sub>1</sub>: volumen espiratorio forzado en el primer segundo; FVC: capacidad vital forzada; KCO: coeficiente de transferencia de monóxido de carbono; RV: volumen residual; TLC: capacidad pulmonar total.

**Tabla 2**

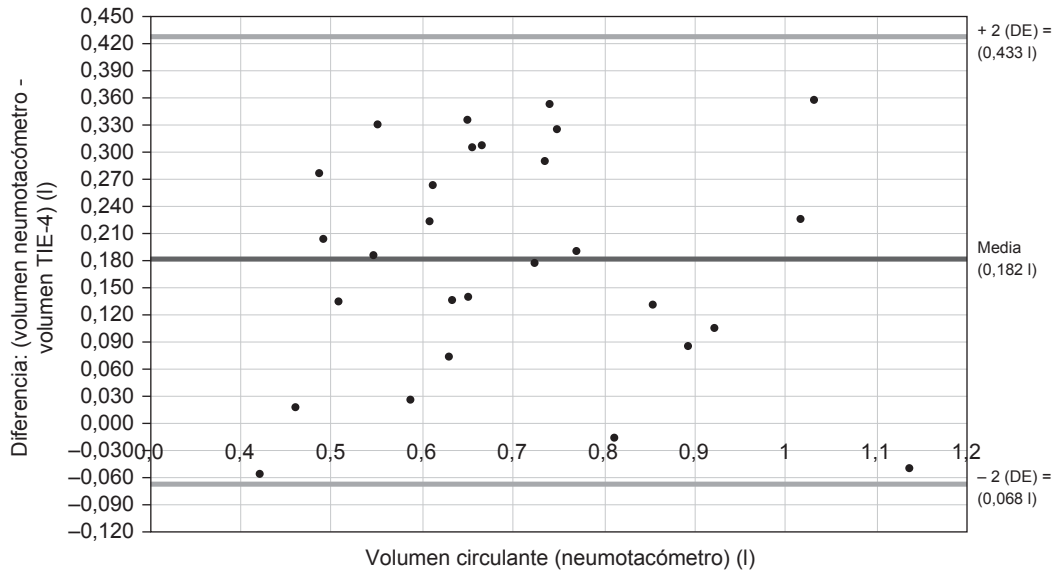
Matriz de correlación de las variables de función pulmonar analizadas con el índice de impedancia y con la diferencia de volumen circulante entre los 2 equipos utilizados

Parámetros	Índice de impedancia		Diferencia de volumen circulante	
	r	p	r	p
FVC (%)	0,159	0,419	0,090	0,962
FEV <sub>1</sub> (%)	-0,024	0,253	-0,116	0,557
FEV <sub>1</sub> /FVC (%)	-0,559	0,020	-0,263	0,176
RV (%)	0,054	0,822	0,099	0,677
TLC (%)	0,108	0,650	0,121	0,611
DLCO (%)	-0,599	0,007	-0,576	0,010
KCO (%)	-0,630	0,004	-0,642	0,003

DLCO: capacidad de difusión de monóxido de carbono; FEV<sub>1</sub>: volumen espiratorio forzado en el primer segundo; FVC: capacidad vital forzada; KCO: coeficiente de transferencia de monóxido de carbono; RV: volumen residual; TLC: capacidad pulmonar total.

parte, y entre la diferencia de volumen circulante con los 2 sistemas utilizados y la DLCO y el KCO, por otra.

Las diferencias de volumen circulante entre ambas determinaciones, en función del valor basal obtenido mediante el neumotacómetro, se exponen en la figura 1. La media de las diferencias fue de 0,432, con unos márgenes de aceptabilidad que oscilan entre +0,422 y -0,068 l. En este intervalo se incluyen todos los puntos. No obstante, esta diferencia entre determinaciones



**Figura 1.** Gráfica de Bland-Altman. Distribución de las diferencias obtenidas en el volumen circulante en función del valor del neumotacómetro. DE: desviación estándar; TIE: tomografía por impedancia eléctrica.

puede corregirse mediante la siguiente expresión ( $R^2 = 0,568$ ;  $p < 0,01$ ).

$$\text{Diferencias} = 1,81 - 0,82 \times \text{talla (cm)} - 0,004 \times \text{KCO (\%)}$$

De manera que la estimación para pacientes EPOC quedaría así:

$$\Delta V_{\text{EPOC}} = \Delta V_{\text{varones}} + \text{Diferencias}$$

## Discusión

Los datos obtenidos en el presente trabajo permiten afirmar que el valor del volumen circulante medido en pacientes con EPOC mediante el equipo de TIE deberá tener en cuenta no sólo las características externas del tórax (fundamentalmente la talla), sino que además las alteraciones pulmonares, expresadas a partir de la reducción del área de intercambio, modifican el valor final de la señal eléctrica registrada.

Estas afirmaciones se sustentan fundamentalmente en la relación observada entre el valor global de la impedancia eléctrica y las variables que expresan la situación del área de intercambio gaseoso. Aunque también se observa una relación significativa con la existencia de obstrucción al flujo aéreo, esta variable no entra finalmente en la ecuación de ajuste. No se ha podido apreciar ninguna relación significativa entre las mediciones de impedancia y el volumen residual, por lo que se deduce que el aire más o menos atrapado en el pulmón no interfiere de forma significativa en la transmisión de la señal eléctrica.

Aunque, lógicamente, las determinaciones de volumen circulante con ambos procedimientos guardan una relación significativa, la distribución de dichos valores en una tabla de concordancia (Bland-Altman; fig. 1) pone de manifiesto que la práctica totalidad de los valores obtenidos con la TIE son menores que los obtenidos con el neumotacómetro, y la diferencia es estadísticamente significativa. No obstante, como se pone de manifiesto en la ecuación multivariante, esta diferencia es corregible mediante un proceso matemático que compense este error prácticamente sistemático.

El verdadero problema para el uso de la TIE en la medición del volumen circulante durante la respiración en reposo reside en la dificultad a la hora de calibrar la señal eléctrica y obtener una

señal de volumen equiparable y mantenible. En personas sanas, el factor de compensación debe tener en cuenta las variables antropométricas, y muy especialmente las que configuran el tórax (pliegues cutáneos y peso)<sup>7</sup>. En pacientes diagnosticados de EPOC, se añade además la situación interna del tórax, con obstrucción al flujo aéreo, atrapamiento y reducción del área de intercambio. De todas estas variables, la única que modifica de forma significativa las determinaciones y que, en última instancia, debe añadirse a la ecuación de compensación es el KCO. En nuestro caso, además, al haber estudiado tan sólo a varones, no intervienen significativamente los pliegues cutáneos y, al igual que ocurre con la espirometría, la variable más determinante es la talla. Todas estas consideraciones adquirirían una relevancia especial si los pacientes con EPOC fueran mujeres.

En una misma línea de investigación, diversos grupos de ámbito internacional estudian la forma de calibrar las determinaciones volumen-tiempo obtenidas por la TIE, basándose en diversas teorías que modelan matemáticamente las características de cada individuo. El principal problema radica en encontrar un método de calibración que permita transformar la señal eléctrica de TIE en términos de volumen. El grupo de investigación del Departamento de Ingeniería Clínica de la Universidad de Kiatsato (Sagamihara, Japón)<sup>10</sup> propone un método de calibración basado en ajustar las medidas obtenidas a un modelo matemático, en el que intervienen variables de densidad y conductividad del tejido pulmonar, obtenidas en modelos experimentales. Con ello no sólo proponen medir el volumen circulante, sino que se atreven a medir las variables de la espirometría y los volúmenes pulmonares estáticos. Sus datos se han validado únicamente en un grupo homogéneo y reducido de personas sanas, jóvenes y muy delgadas.

Otro enfoque es el presentado por el grupo de investigación de la Universidad de Ingeniería Biomédica de Tel-Aviv (Israel)<sup>11</sup>. En este caso, el método de calibración se basa en la caracterización del pulmón derecho e izquierdo mediante un algoritmo teórico de reconstrucción, que mide la resistividad de cada pulmón. La validación de su modelo matemático se realizó en un grupo de 33 personas sanas, obteniendo resultados de volumen-tiempo, cuya relación con los parámetros antropométricos no fue significativa.

Frerich<sup>12</sup>, en una magnífica revisión, valoró los intentos realizados en la literatura médica para resolver este problema. De un total de 37 publicaciones analizadas en el período

1985-1999, destaca la gran diversidad, el escaso número de individuos (sanos y pacientes), la complejidad de los diferentes métodos y, por último, la necesidad de encontrar una solución sencilla para ajustar las determinaciones de TIE a los cambios de volumen pulmonar. En los últimos años los únicos intentos realizados a este respecto son los antes mencionados de Nebuya et al<sup>10</sup> y Zlochiver et al<sup>11</sup>. Nuestros datos aportan una novedad práctica al utilizar variables sencillas (datos antropométricos) a la vez que datos de la función pulmonar básica, disponibles en este tipo de pacientes. No obstante, deberían validarse en un nuevo grupo de pacientes diagnosticados de EPOC y con características físicas similares.

El comportamiento de la corriente eléctrica inducida a través de los tejidos corporales está condicionado por sus propias características. La distribución de la grasa corporal alrededor del tórax, el volumen de pulmón, la rigidez de la piel, la talla, el peso, etc., todos ellos constituyen una amplia gama de factores que modifican la transmisión de la corriente eléctrica y, por lo tanto, los cambios de impedancia en los tejidos. A ello hay que añadir las diferentes alteraciones en la rigidez, obstrucción y atrapamiento aéreo que pueden darse en el interior del tórax con diferentes enfermedades. Esto añade una nota de mayor dificultad, ya que cada enfermedad modifica la estructura de los tejidos pulmonares de forma diferente y, por lo tanto, debería contarse, teóricamente, con un sistema de calibración para cada tipo de enfermedad.

Una opción para evitar este tipo de dificultades sería utilizar la TIE únicamente para el seguimiento del PV y no para la medición real de volumen. A falta de un procedimiento sencillo y rápido que permita evaluar de entrada las principales variables que pueden modificar la transmisión eléctrica a través del tórax, deberíamos reservar este procedimiento sólo para evaluar los cambios a través del tiempo, sea cual sea el valor real del volumen circulante. De lo contrario, la determinación de la TIE debería efectuarse simultáneamente con un neumatómetro, lo que no resuelve la necesidad real de las mediciones consecutivas a lo largo de un tiempo prolongado.

## Financiación

Proyecto financiado por Red Respira, Instituto de Salud Carlos III-SEPAR y Beca Marató TV3.

## Bibliografía

1. Stick SM, Ellis E, LeSouëf PN, Sly PD. Validation of respiratory inductance plethysmography ("Respirtrace") for the measurement of tidal breathing parameters in newborn. *Pediatr Pulmonol*. 1992;13:187-91.
2. Dellinger RP, Smith J, Cinel I, Tay C, Rajanala S, Glickman YA, et al. Regional distribution of acoustic-based lung vibration as a function of mechanical ventilation mode. *Crit Care*. 2007;11:R26.
3. Serrano RE, De Lema B, Casas O, Feixas T, Calaf N, Camacho V, et al. Use of electrical impedance tomography (EIT) for the assessment of unilateral pulmonary function. *Physiol Meas*. 2002;23:211-20.
4. Serrano RE, Riu PJ, Casan P. Assessment of the unilateral pulmonary function by means of electrical impedance tomography using a reduced electrode set. *Physiol Meas*. 2004;25:803-13.
5. De Lema JB, Serrano E, Feixas T, Calaf N, Camacho MV, Riu PJ, et al. Assessment of differential lung function by electrical impedance tomography. *Arch Bronconeumol*. 2008;44:408-12.
6. Balleza M, Fornos J, Calaf N, Feixas T, González M, Antón D, et al. Monitorización del patrón respiratorio en reposo mediante tomografía de impedancia eléctrica. *Arch Bronconeumol*. 2007;43:300-3.
7. Balleza M, Fornos J, Calaf N, Feixas T, González M, Antón D, et al. Ventilatory pattern monitoring with electrical impedance tomography (EIT). Validation for healthy subjects. *IFMBE Proc*. 2007;17:572-5.
8. Serrano RE. Estudio de la función pulmonar mediante tomografía por impedancia eléctrica [tesis doctoral]. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya; 2003.
9. De Lema B, Casan P, Riu PJ. Tomografía por impedancia eléctrica. Estandarización del procedimiento para su aplicación en neumología. *Arch Bronconeumol*. 2006;42:299-301.
10. Nebuya S, Kitamura K, Kobayashi H, Noshiro M, Brown BH. Measurement accuracy in pulmonary function test using electrical impedance tomography. *IFMBE Proc*. 2007;17:539-42.
11. Zlochiver S, Arad M, Radai M, Barak-Shinar D, Krief H, Engelman T. A portable bioimpedance system for monitoring lung resistivity. *Medical Engineering Physics*. 2007;29:93-100.
12. Frerich I. Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities. *Physiol Meas*. 2000;21:1-21.