

Análisis de la intensidad de los sonidos respiratorios para el diagnóstico de la parálisis frénica unilateral

M. Lozano^{1,2}, J.A. Fiz^{2,3,4}, R. Jané^{2,4,5}

¹ Fundació Institut d'Investigació en Ciències de la Salut Germans Trias i Pujol, Badalona, España, mlozano@igtp.cat

² Institut de Bioenginyeria de Catalunya, Barcelona, España, mlozano@ibecbarcelona.eu, rjane@ibecbarcelona.eu

³ Servicio de Neumología, Hospital Germans Trias i Pujol, Badalona, España, jafiz@msn.com

⁴ CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina, Barcelona, España

⁵ Dept. ESAII, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España

Resumen

El análisis acústico de la intensidad de los sonidos respiratorios (ISR) es una medida indirecta y no invasiva de la función respiratoria, que permite comparar la actividad en los dos hemitórax de los pacientes con parálisis frénica unilateral. Se registraron los sonidos y el flujo respiratorio en 10 hombres con parálisis frénica unilateral y 10 sujetos sanos (5 hombres/5 mujeres) en posición sentada. Se colocaron 2 micrófonos de contacto en la espalda, uno a cada lado de la columna. La ISR se calculó en el rango frecuencial 70-2000 Hz a partir de la densidad espectral de potencia y para flujos entre 1,2 y 2,4 l/s. Se encontró que las diferencias en la ISR media de los dos hemitórax era significativamente mayor en los pacientes (13.5 dB) que en los sujetos sanos (2.3 dB). Además, se comprobó que esa diferencia era mayor en pacientes con un VEF₁ menor. Por lo tanto, el análisis acústico de la ISR es una técnica no invasiva muy útil para valorar la función respiratoria. Esta técnica puede mejorar la fiabilidad en el diagnóstico de la parálisis frénica unilateral así como la monitorización a largo plazo de estos pacientes.

1. Introducción

La parálisis frénica unilateral es una disfunción poco habitual que consiste en la disminución o cese de la actividad motora de una de las dos mitades del principal músculo respiratorio, el diafragma. El origen de la enfermedad es la compresión o sección del nervio frénico que inerva el diafragma, produciendo la interrupción de la transmisión de los impulsos nerviosos. Entre las causas principales de parálisis frénica unilateral están los tumores que comprimen el nervio frénico y el seccionamiento o estiramiento del nervio tras una intervención quirúrgica. No obstante, en muchos casos la enfermedad tiene una etiología idiopática. En cualquier caso, los síntomas son, generalmente, leves y se limitan a cierta dificultad respiratoria y una reducción en la capacidad de esfuerzo físico [1].

Tradicionalmente, las principales técnicas de diagnóstico de esta enfermedad han sido: la radiografía de tórax, la fluoroscopia, la ultrasonografía y la estimulación del nervio frénico [2]-[5]. Estas técnicas proporcionan información sobre la posición y el movimiento del diafragma, pero no predicen el grado de disfunción respiratoria del paciente. Además, excepto la

ultrasonografía, el resto de técnicas son invasivas, ya sea por el uso de radiación ionizante o por el propio procedimiento de la prueba.

La información de la función respiratoria que no aportan las técnicas anteriores, puede adquirirse fácilmente mediante la espirometría tradicional [7], [8]. Sin embargo, en algunos casos de parálisis frénica unilateral, los parámetros espirométricos pueden ser normales.

Un método alternativo para medir la función respiratoria es a través de los sonidos respiratorios [9]-[12]. De hecho, la intensidad de los sonidos respiratorios (ISR) está altamente correlacionada con el flujo de aire respiratorio [13].

La hipótesis de nuestro trabajo [14] fue que los pacientes con parálisis frénica unilateral tienen una ISR inspiratoria menor en el hemitórax afectado que en el sano. Por lo tanto, la medida y comparación de la ISR en ambos lados puede ser una técnica útil para el diagnóstico de la parálisis frénica unilateral, así como para la monitorización de la respuesta a tratamientos de fisioterapia específicos para la musculatura respiratoria.

2. Métodos

2.1. Base de datos

En este estudio se incluyeron 10 hombres con parálisis frénica unilateral (2 en el hemitórax derecho y 8 en el hemitórax izquierdo), previamente diagnosticados por el departamento de medicina interna del hospital Germans Trias i Pujol. Todos los pacientes se habían sometido a radiografía de tórax y tomografía computarizada, las cuáles revelaron que había elevación de los hemidiafragmas afectados. Además, todos los pacientes reportaron cierto nivel de disnea funcional. Por otro lado, se incluyeron también 10 sujetos sanos (5 hombres y 5 mujeres) para formar el grupo control. Todos los sujetos se sometieron tanto a la espirometría como a la adquisición de sonidos respiratorios.

2.2. Datos espirométricos y adquisición de señales

Para cada sujeto, se midió en primer lugar la función pulmonar en estado basal mediante espirometría convencional (Tabla 1).

	Edad (años)	IMC (kg/m ²)	CVF (%)*	VEF ₁ (%)*	VEF ₁ /CVF (%)
Pacientes	57±13	30.0±3.2	57±9	57±10	76.0±7.1
Controles	35±10	23.9±1.4	94±11	93±7	80.9±6.8

Tabla 1. Datos espirométricos de los sujetos de la base de datos. IMC: Índice de Masa Corporal; CVF: Capacidad Vital Forzada; VEF₁: Volumen Espiratorio Forzado en el primer segundo; * respecto al valor teórico

Tras esta primera prueba, se procedió al registro de sonidos respiratorios mediante 2 micrófonos de contacto (TSD108, Biopac Systems, Inc.) con un ancho de banda de 35-3500 Hz. Los micrófonos se fijaron a la superficie de la espalda mediante discos adhesivos de doble cara, colocados a cada lado de la columna vertebral y 3 cm por debajo de la punta de la escápula. De forma simultánea, se registró la señal de flujo respiratorio mediante un pneumotacógrafo (TSD107B, Biopac Systems, Inc.).

Antes de la adquisición, los sonidos respiratorios se filtraron entre 10 y 5000 Hz y se amplificaron por 200 vía hardware. Por otro lado, al flujo respiratorio se le aplicó un filtro paso-bajo a 10 Hz y una amplificación de 1000. Seguidamente, todas las señales se registraron a una frecuencia de muestreo de 12500 Hz, a través de un convertidor analógico-digital de 16 bits (MP150, Biopac Systems, Inc.). Tras la adquisición, los sonidos respiratorios fueron filtrados entre 70 y 2000 Hz mediante dos filtros digitales tipo Butterworth de orden 8.

Cada sujeto realizó una maniobra respiratoria progresiva, en posición sentada, durante un total de 120 segundos. La maniobra consistía en incrementar progresivamente el flujo de aire, desde una respiración suave hasta una más profunda, alcanzando valores entre 1,2 y 2,4 l/s [10]. Por último, al final de la maniobra, los sujetos debían aguantar la respiración durante unos segundos para obtener un tramo de señal a partir del cual estimar la intensidad de ruido basal (IRB).

2.3. Cálculo de la ISR

Las señales de sonidos respiratorios se segmentaron según las fases respiratorias utilizando las señales de flujo como referencia. Para evitar falsas detecciones debido al ruido de fondo, se fijaron unos umbrales para la duración mínima (0,2 s) y máxima (4 s) de las fases respiratorias, la distancia máxima entre inspiración y espiración (0,5 s) y el flujo mínimo alcanzado (0,35 l/s).

Para cada paciente, únicamente se consideraron válidas las señales de los tramos de inspiración que no contuvieran artefactos u otros ruidos ambientales en ninguno de los dos canales registrados (uno de cada hemitórax). Cada uno de los tramos de inspiración seleccionados fue clasificado según el intervalo en el que se encontrara su flujo máximo alcanzado. Los intervalos se definieron con un ancho de 0,2 l/s, desde 1,2 l/s en adelante. Además, de cada tramo de inspiración, solamente se analizó el segmento de señal

correspondiente al intervalo central de mayor flujo con el 20% de la duración total de la fase inspiratoria.

La ISR se calculó como la potencia media en la banda de frecuencias 70-2000 Hz de la densidad espectral de potencia (DEP) de cada tramo de sonido inspiratorio, según la siguiente expresión:

$$ISR = \frac{f_m}{NFFT} \sum_{f=70}^{2000} DEP(f)$$

donde f_m es la frecuencia de muestreo y NFFT es el número de puntos de la DEP. La DEP se calculó mediante el periodograma de Welch, con una ventana Hanning de 1000 muestras (80 ms), un 50% de solapamiento entre segmentos y 1024 puntos espectrales. Ese mismo método se aplicó a los tramos de apnea de ambos canales para calcular la IRB. Los valores de ISR de cada paciente se expresaron en dB respecto a la IRB media de los dos canales.

2.4. Curvas intensidad-flujo y ajuste lineal

Después de calcular la ISR se obtuvo, para cada sujeto y hemitórax, la curva intensidad-flujo promediando, para cada intervalo de flujo, la ISR de los ciclos inspiratorios clasificados en ese intervalo. Además, se promedió la ISR de todos los intervalos comprendidos entre 1,2 y 2,4 l/s para obtener la ISR media total de cada hemitórax.

La relación entre el sonido respiratorio y el flujo es bien conocida y sigue una ley exponencial [15], [16]. En escala logarítmica (dB), esa relación se puede formular mediante una ecuación lineal:

$$LSI(\text{dB}) = m \cdot \text{Flujo} + b$$

donde m es la pendiente de la recta y b es la ordenada en el origen. Ambos parámetros se calcularon para las curvas intensidad-flujo conjuntas de pacientes y sujetos sanos.

2.5. Análisis estadístico

En este último apartado se analizaron las diferencias en la ISR media de cada hemitórax en los pacientes y los sujetos sanos. Primero se midió la normalidad del conjunto de diferencias entre las ISR medias de los hemitórax en ambos grupos. Dado que no se conocían los parámetros de las distribuciones se decidió utilizar el test de Lilliefors.

Una vez analizada la normalidad, se analizó la significancia estadística de esas diferencias entre las ISR medias de los dos hemitórax en los pacientes y los sujetos sanos. Dado el tamaño pequeño de la muestra ($n = 20$), se usó un test no paramétrico, como el test de la suma de rangos de Wilcoxon.

3. Resultados

Todos los pacientes presentaron menor CVF y VEF₁ que los sujetos sanos (Tabla 1). Respecto a los sonidos respiratorios, su amplitud era mucho menor en el hemitórax afectado que en el sano en todos los pacientes.

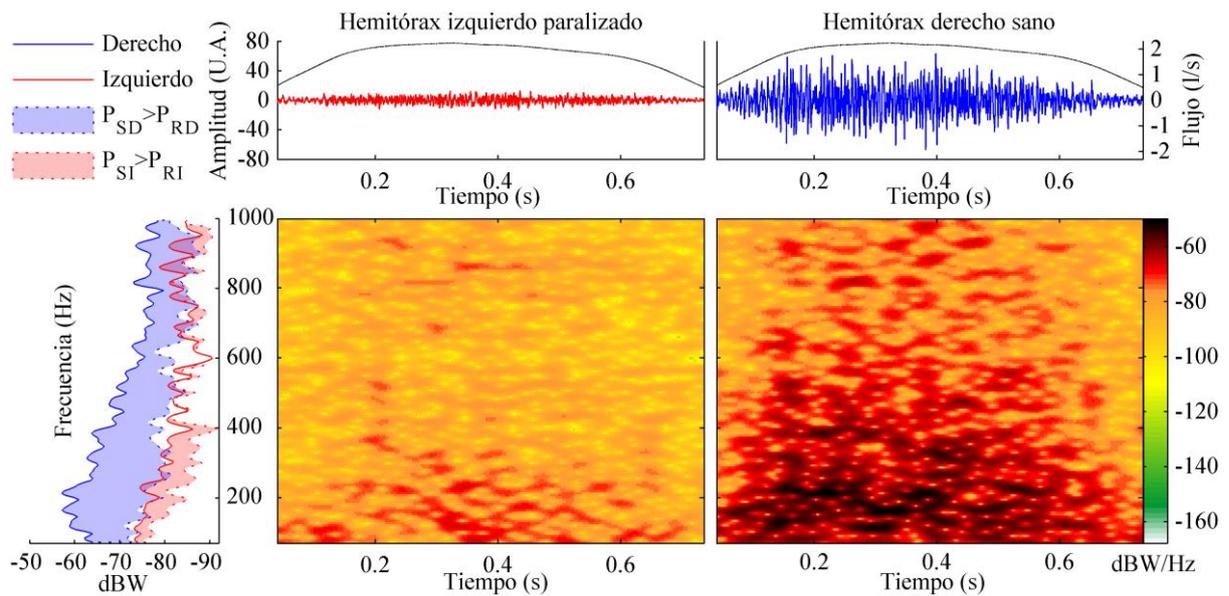


Figura 1. Flujo (l/s), sonidos respiratorios (U.A.) y los correspondientes espectrogramas (dBW/Hz) y DEP (dBW) de un ciclo inspiratorio, de los dos hemitórax de un paciente con parálisis frénica unilateral. Las líneas sólidas y punteadas en las DEP corresponden a los sonidos respiratorios y a los tramos de ruido basal, respectivamente. P_{SD} y P_{SI} : Potencia de sonido respiratorio; P_{RD} y P_{RI} : Potencia de ruido basal

En consecuencia, la magnitud de la DEP de ambos lados, y por tanto la potencia de las señales, era muy diferente, como se observa en la Figura 1. Esas diferencias se confirmaron al comparar los parámetros acústicos en todos los sujetos de la base de datos (Tabla 2). En los sujetos sanos, la ISR media era mucho mayor que el ruido basal en los hemitórax derecho (17,4 dB) e izquierdo (15,1 dB). Sin embargo, la ISR de los pacientes estaba solamente unos pocos dB por encima del ruido basal en el hemitórax afectado (5,7 dB), mientras que la ISR en el hemitórax sano (19,3 dB) no era muy diferente de la observada en los sujetos sanos.

	Pacientes		Sujetos sanos	
	Hem. Parálisis	Hem. Sano	Hem. Der.	Hem. Izq.
IRB (μ W)	9.3 \pm 5.2		6.3 \pm 7.0	
ISR (dB)	5.7 \pm 3.5	19.3 \pm 4.0	17.4 \pm 5.7	15.1 \pm 6.3
$ ISR_{Izq}-ISR_{Der} $ (dB)	13.5 \pm 3.5		2.3 \pm 1.6	
R ²	0.98	0.79	0.91	0.93
m	5.58	5.48	9.78	10.61

Tabla 2. Parámetros acústicos y de regresión lineal. IRB: Intensidad de Ruido Basal; ISR: Intensidad de Sonido Respiratorio; R²: Coeficiente de Determinación; m: pendiente de la recta de ajuste lineal

La Figura 2 muestra la ISR media, de cada hemitórax, en función del flujo en todos los pacientes y sujetos sanos. En concordancia con los parámetros de la Tabla 2, se observan diferencias de más de 13 dB entre los dos hemitórax de los pacientes. En cambio, esas diferencias son menores de 3 dB en los sujetos sanos. Además, como muestra también la Tabla 2, existe una diferencia clara entre la pendiente de la recta de regresión de las curvas ISR-flujo de los sujetos sanos (alrededor de 10 dB/l/s) y los pacientes (alrededor de 5 dB/l/s).

La Figura 3 muestra las ISR medias de cada hemitórax, tanto en pacientes como en sujetos sanos. Se observaron diferencias significativas entre las ISR medias de los hemitórax sano y afectado en los pacientes ($p < 0,0001$). En cambio, las diferencias entre las ISR medias de ambos hemitórax en sujetos sanos no fueron significativas ($p = 0,0903$).

También se muestra el valor absoluto de la diferencia entre las ISR medias de cada hemitórax para los dos grupos ($|ISR_{Izquierdo}-ISR_{Derecho}|$). La hipótesis nula de normalidad se cumplió tanto en los pacientes ($p = 0,6078$), como en los sujetos sanos ($p = 0,4693$). Por otro lado, el test de Wilcoxon demostró que existen diferencias significativas entre las diferencias de ISR media de los dos hemitórax de ambos grupos ($p = 0,0002$).

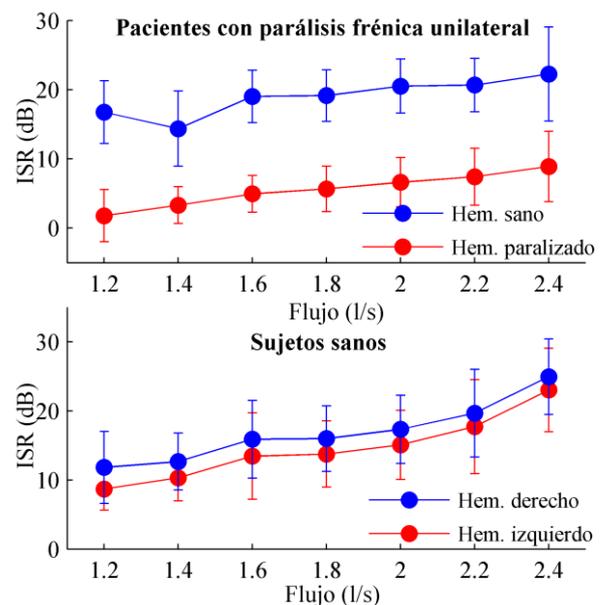


Figura 2. ISR media (dB) en función del flujo (l/s) en 10 pacientes y 10 sujetos sanos [14].

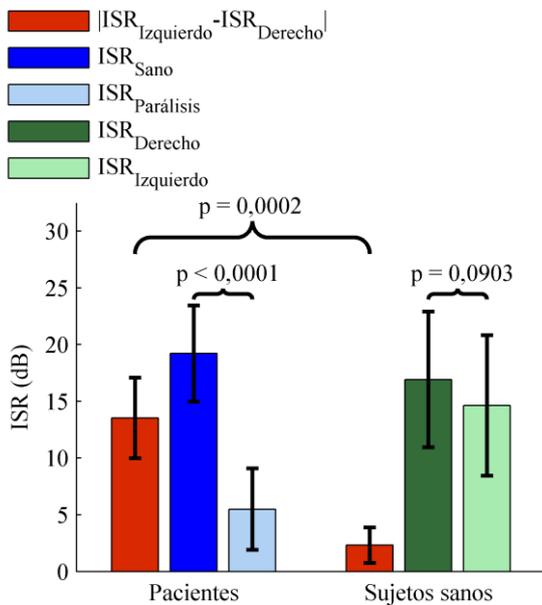


Figura 3. ISR media (dB) y desviación estándar de los dos hemitórax en los pacientes y sujetos sanos. En rojo se muestra la diferencia entre la ISR media de cada hemitórax para cada grupo.

4. Conclusiones

Nuestro estudio demostró que los pacientes con parálisis frénica unilateral tienen una ISR menor en el hemitórax afectado que en el sano. En estos pacientes, la ISR es una medida indirecta del flujo de aire que entra en cada hemitórax, siendo éste menor en el lado afectado debido a la disfunción diafragmática. En concordancia con lo anterior, encontramos un corte claro alrededor de los 6-8 dB en la diferencia de ISR entre ambos hemitórax de pacientes y sujetos sanos.

Se observó también que los parámetros espirométricos de los pacientes con parálisis frénica unilateral estaban muy por debajo de los valores normales de referencia.

En conclusión, la medida de la ISR ofrece información cuantitativa sobre el grado de disfunción respiratoria en pacientes con parálisis frénica unilateral. Esta técnica tiene algunas ventajas respecto a las técnicas tradicionales: es no invasiva, objetiva, sencilla y tiene un bajo coste. Por lo tanto, junto con la espirometría, el análisis de la ISR puede mejorar la fiabilidad en el diagnóstico de la parálisis frénica unilateral. Además, dada su simplicidad y rápida realización, se trata de una técnica muy útil para la monitorización a largo plazo de los pacientes que se someten a fisioterapia para reforzar la musculatura respiratoria.

Agradecimientos

Este trabajo se ha podido llevar a cabo gracias al convenio de colaboración para la creación de una Unidad Mixta entre el Institut de Bioenginyeria de Catalunya y la Fundació Institut d'Investigació en Ciències de la Salut Germans Trias i Pujol, y la participación del servicio de neumología del hospital Germans Trias i Pujol. Se ha contado con el soporte del proyecto TEC2010-21703-C03-01 del Ministerio de Economía y Competitividad.

Referencias

- [1] Gibson GJ. Diaphragmatic paresis: pathophysiology, clinical features, and investigation. *Thorax*, vol 44, 1989, pp 960-970 (ISSN: 0040-6376/1468-3296).
- [2] Yi LC, Nascimento OA, Jardim JR. Reliability of an analysis method for measuring diaphragm excursion by means of direct visualization with videofluoroscopy. *Archivos de Bronconeumología*, vol 47, 2011, pp 310-314 (ISSN: 0300-2896).
- [3] Kim SH, Na S, Choi JS, Na SH, Shin S, et al. An evaluation of diaphragmatic movement by M-code sonography as a predictor of pulmonary dysfunction after upper abdominal surgery. *Anesthesia & Analgesia*, vol 110, 2010, pp 1349-1354 (ISSN: 0003-2999).
- [4] Scillia P, Cappello M, De Troyer A. Determinants of diaphragm motion in unilateral diaphragmatic paralysis. *Journal of Applied Physiology*, vol 96, 2004, pp 96-100 (ISSN: 8750-7587).
- [5] Watson AC, Hughes PD, Louise Harris M, Hart N, Ware RJ, et al. Measurement of twitch transdiaphragmatic, esophageal, and endotracheal tube pressure with bilateral anterolateral magnetic phrenic nerve stimulation in patients in the intensive care unit. *Critical Care Medicine*, vol 29, 2001, pp 1325-1331 (ISSN: 0090-3493).
- [6] Boudarham J, Pradon D, Prigent H, Falaize L, Durand MC, et al. Optoelectronic plethysmography as an alternative method for the diagnosis of unilateral diaphragmatic weakness. *Chest*, vol 144, 2013, pp 887-895 (ISSN: 0012-3692/1931-3543).
- [7] Lisboa C, Paré PD, Pertuzé J, Contreras G, Moreno R, et al. Inspiratory muscle function in unilateral diaphragmatic paralysis. *The American Review of Respiratory Disease*, vol 134, 1986, pp 488-492 (ISSN: 0003-0805).
- [8] Epstein SW, Vanderlinden RG, Man SF, Hyland RH, Lenkei SC, et al. Lung function in diaphragm pacing. *Canadian Medical Association Journal*, vol 120, 1979, pp 1360-1368 (ISSN: 1488-2329/0820-3946).
- [9] Pasterkamp H, Patel S, Wodicka GR. Asymmetry of respiratory sounds and thoracic transmission. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol 35, 1997, pp 103-106 (ISSN: 0140-0118/1741-0444).
- [10] Fiz JA, Gnitecki J, Kraman SS, Wodicka GR, Pasterkamp H. Effect of body position on lung sounds in healthy young men. *Chest*, vol 133, 2008, pp 729-736 (ISSN: 0012-3692/1931-3543).
- [11] Alshaer H, Fernie GR, Bradley TD. Monitoring of breathing phases using a bioacoustic method in healthy awake subjects. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol 25, 2011, pp 285-294 (ISSN: 1387-1307/1573-2614).
- [12] Morice RC, Jimenez CA, Eapen GA, Mehran RJ, Keus L, et al. Using quantitative breath sound measurements to predict lung function following resection. *Journal of Cardiothoracic Surgery*, vol 5, 2010 (ISSN: 1749-8090).
- [13] Shykoff BE, Ploysongsang Y, Chang HK. Airflow and normal lung sounds. *The American Review of Respiratory Disease*, vol 137, 1988, pp 872-876 (ISSN: 0003-0805).
- [14] Fiz JA, Jané R, Lozano M, Gómez R, Ruiz J. Detecting unilateral phrenic paralysis by acoustic respiratory analysis. *Plos One*, vol 9, 2014 (ISSN: 1932-6203).