

Avances en el análisis de sonidos respiratorios para la monitorización de pacientes con patologías respiratorias

JOSÉ ANTONIO FIZ^{1,2,4}, MANUEL LOZANO^{2,3}, RAIMON JANÉ^{2,4,5}

¹Servicio de Neumología, Hospital Germans Trias i Pujol, Badalona.

²Instituto de Bioingeniería de Cataluña, Barcelona.

³Fundación Instituto de Investigación en Ciencias de la Salud Germans Trias i Pujol, Badalona.

⁴CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina.

⁵Dept. ESII, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona.

jafiz@msn.com

RESUMEN: En el presente artículo se hace una descripción de los fundamentos físicos, hallazgos y técnicas de análisis de los sonidos respiratorios. Se hace especial mención de los últimos avances en las técnicas de análisis tiempo-frecuencia y técnicas de procesado no lineal. Finalmente se valoran algunas de las posibles aplicaciones de esta técnica así como los retos que deben afrontar los investigadores en el diseño de nuevos sistemas de análisis acústico para la monitorización de pacientes respiratorios.

Palabras Clave: sonidos respiratorios, análisis acústico, patología respiratoria.

Introducción. Características generales del sonido respiratorio

El sonido es un conjunto de vibraciones audibles que se generan como resultado de la sucesiva compresión o rarefacción de un medio elástico sólido, líquido o gaseoso y se transmiten a través del mismo. La densidad del medio es crucial en la transmisión del sonido puesto que determina la distancia y la velocidad de propagación. Como normal

general, cuanto mayor es la densidad del medio, más lenta es la propagación del sonido. Las ondas de sonido se caracterizan por su frecuencia, longitud de onda, periodo, amplitud, intensidad, velocidad, dirección y polarización.

En el caso del sonido respiratorio las características de mayor interés clínico son la intensidad, la frecuencia y la duración. El sonido respiratorio se clasifica de forma general en sonido normal y sonido anormal¹⁻³. Las características del sonido respiratorio normal dependen de la localización. El

sonido traqueal es más intenso y tiene un ancho de banda mayor que los sonidos provenientes del tórax, entendiendo como ancho de banda el margen de frecuencias en el que se concentra la mayor parte de la energía de una señal. Así, el ancho de banda del sonido traqueal está entre los 70-100 Hz y los 2000 Hz aproximadamente, mientras que el de los sonidos torácicos apenas supera los 300 Hz⁴. Entre los sonidos torácicos, el sonido vesicular o murmullo vesicular es aquel que se escucha en las zonas inferiores del tórax que no están próximas a las vías aéreas centrales. El sonido bronquial se escucha en la vecindad de las vías aéreas centrales, principalmente la tráquea y la laringe. Por último, el sonido bronco-vesicular es un intermedio entre el sonido bronquial y el vesicular y se escucha entre los pulmones y las grandes vías aéreas.

Los sonidos respiratorios anormales pueden tener carácter continuo o discontinuo. Las sibilancias (procede del verbo latino sibilare, que significa silbar) son sonidos adventicios continuos de carácter musical que se asocian a la obstrucción bronquial. Pueden ser localizadas o generalizadas y se producen principalmente durante la espiración. Las sibilancias pueden contener varias componentes de frecuencia de tipo senoidal (sibilancias polifónicas), o una sola componente frecuencial principal (sibilancias monofónicas). En ambos casos, suelen aparecer entre los 200 Hz y los 800 Hz. Los roncus son sibilancias de más baja frecuencia y se asocian a la bronquitis crónica y las bronquiectasias. El estridor es un sonido también con carácter musical pero de alta frecuencia y localizado cerca de la laringe. Se produce por la obstrucción parcial de la vía aérea central.

En otro orden, los estertores son ruidos adventicios discontinuos, sin carácter musical, de corta duración y explosivos. Aparecen como ondas amortiguadas y se caracterizan por una elevación brusca seguida de una o varias oscilaciones de intensidad decreciente⁵. Se dividen clásicamente en dos categorías:

- **Estertores finos:** aparecen en la mitad y final de la inspiración. Son de alta frecuencia y se asemejan al sonido producido por un cierre de tipo "Velcro™". Se originan por la apertura explosiva de las vías aéreas pequeñas que habían estado cerradas durante la espiración precedente.
- **Estertores gruesos:** se producen al comienzo de la inspiración y durante la espiración. Indican la existencia de secreciones dentro de las vías pequeñas. Son menos reproducibles entre respiraciones que los estertores finos.

El ancho de banda de los estertores puede llegar hasta los 6 kHz⁶.

Los squawks (graznidos) son sibilancias de corta duración acompañadas de estertores. Suelen aparecer en las alveolitis extrínsecas y en la fibrosis intersticial difusa⁷. Están producidos por la apertura explosiva y la oscilación de las vías aéreas.

Finalmente, el roce pleural se localiza sobre una porción de la pleura y aparece en la inspiración y la espiración cuando ambas superficies pleurales se rozan en vez de deslizarse suavemente como normalmente sucede.

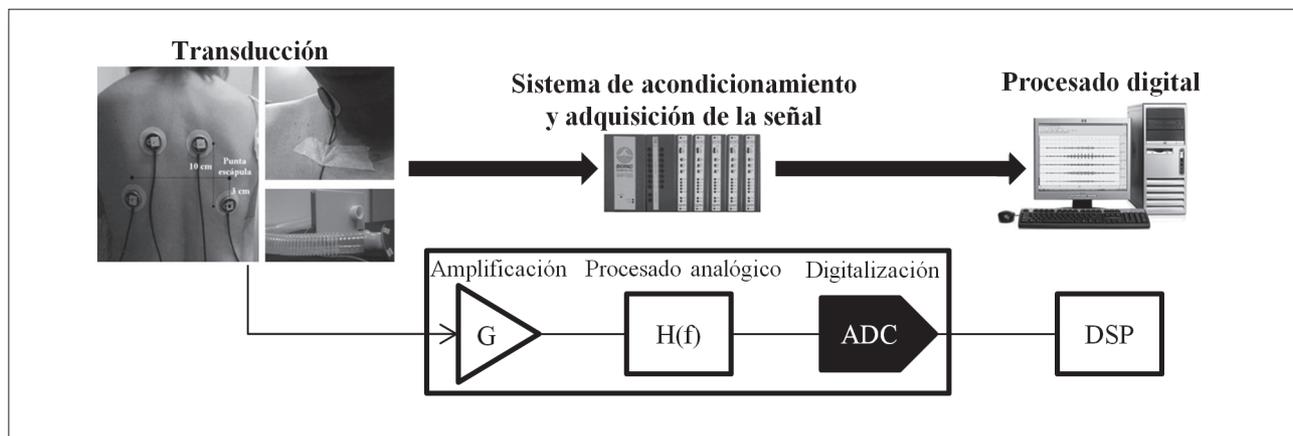


Figura 1. Esquema del sistema de adquisición y procesamiento de señales de sonidos respiratorios. Como sensores se muestran 5 micrófonos piezoeléctricos de contacto para registrar los sonidos respiratorios y un neumotacógrafo para registrar el flujo de aire.

Adquisición de señales

La auscultación pulmonar se realiza de forma rutinaria mediante la utilización de un estetoscopio, el cual permite que el oído humano pueda percibir las vibraciones provenientes del sistema respiratorio y transmitidas a través de la caja torácica. Desafortunadamente, el estetoscopio clásico no puede ser utilizado para analizar las señales acústicas respiratorias. Actualmente se fabrican estetoscopios digitales (Thinklabs One Digital Stethoscope, 3M™ Littmann TeleSteth System) que pueden amplificar y filtrar la señal acústica y con ello facilitar su audición. También ofrecen la posibilidad de almacenar la señal para su posterior análisis. Sin embargo, existen algunos problemas con estos dispositivos, como la variación de presión ejercida al sostener manualmente el estetoscopio, la cual hace variar la intensidad y las componentes frecuenciales de la señal acústica. Es por ello que si se quiere analizar la señal acústica se debe utilizar otro tipo de procedimientos que garanticen la correcta recogida del sonido respiratorio.

El transductor esencial para las señales acústicas es el micrófono. En el caso de los sonidos respiratorios, los micrófonos más utilizados son los capacitivos y los piezoeléctricos. Los micrófonos capacitivos, de tipo electret, constan fundamentalmente de un diafragma móvil que se desplaza acorde a las variaciones de presión ejercida por las ondas acústicas, y convierte esos desplazamientos en una señal eléctrica. Normalmente, el diafragma no está directamente expuesto a la superficie torácica sino que existe una cáma-

ra de aire interpuesta, denominándose también sensor de aire acoplado. Por el contrario, los micrófonos piezoeléctricos se colocan directamente sobre la pared torácica, denominándose también micrófonos de contacto. Dependiendo del tipo de micrófono utilizado, la señal acústica recogida varía debido, sobre todo, a las diferentes formas de acoplamiento⁷. Los sensores son muy sensibles a los artefactos producidos por el movimiento, sobre todo los de tipo piezoeléctrico, lo que hay que tener muy presente a la hora de adquirir y de analizar las señales acústicas.

Generalmente, el sensor o micrófono va acompañado de una etapa analógica de pre-procesado de la señal compuesta por un amplificador y uno o varios filtros (Figura 1). El amplificador incrementa la amplitud de la señal recogida y los filtros eliminan las componentes de ruido que caen fuera del ancho de banda de interés de la señal de sonido respiratorio (ruido cardíaco y otros ruidos de alta y baja frecuencia). Tras la primera etapa de pre-procesado analógico, se convierte la señal analógica en digital mediante un conversor analógico-digital (ADC), normalmente con una resolución de 12 o 16 bits. La frecuencia de muestreo, definida como el número de muestras de señal recogidas en cada segundo, suele estar entre 5 kHz y 10 kHz. La señal digital resultante se envía a un ordenador donde puede ser procesada y analizada utilizando diferentes técnicas de procesado digital de señales.

En algunos estudios se han utilizado matrices de sensores, en lugar de un único sensor, para la creación de mapas acústicos torácicos en forma de imágenes^{8,9}.

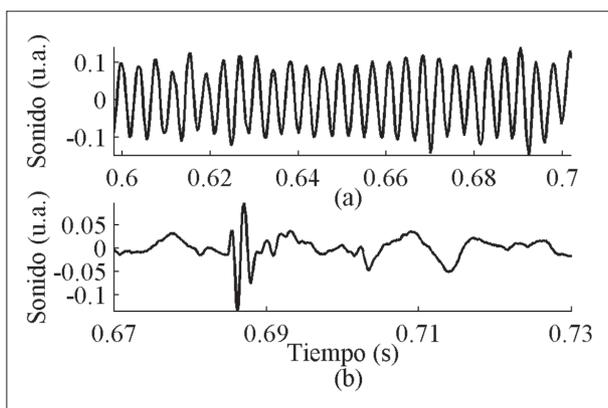


Figura 2. Forma de onda típica de una sibilancia (a) y un estertor (b), mostradas mediante la expansión en tiempo de las correspondientes señales.

Técnicas de análisis de los sonidos respiratorios

En los últimos años el interés por la acústica respiratoria ha ido creciendo de forma paulatina. Ante la falta de guías generales para la adquisición, almacenamiento, procesado y análisis de las señales, todo ello necesario para comparar resultados entre diferentes laboratorios, la Comunidad Europea financió el proyecto CORSA (Computerized Respiratory Sound Analysis)¹⁰. El proyecto CORSA, llevado a cabo mediante la colaboración de 7 países, ha ofrecido las guías fundamentales para la realización de exploraciones acústicas respiratorias.

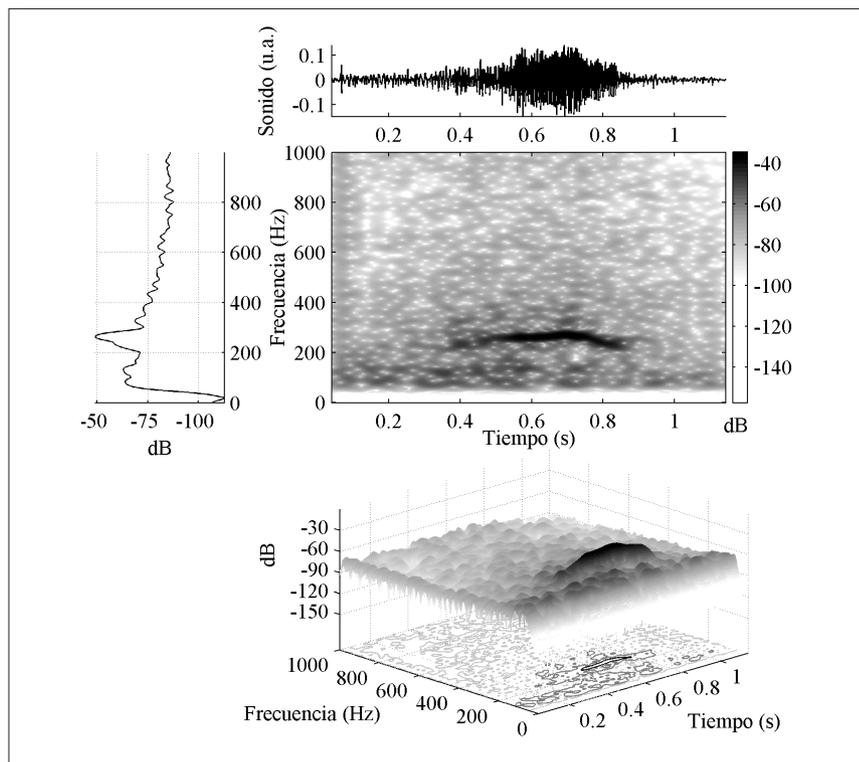


Figura 3. Señal de sonidos respiratorios que contiene una sibilancia (arriba) y su correspondiente densidad espectral de potencia (izquierda), espectrograma 2D (centro) y espectrograma 3D (abajo).

Una de las primeras técnicas de análisis propuestas fue la visualización de la señal de sonido expandida en el tiempo (análisis de la forma de onda en tiempo expandido, TEWA)¹¹. Mediante esta técnica se puede detectar la existencia de ruidos adventicios característicos, como son los estertores o las sibilancias, a partir de su morfología (Figura 2).

Otra de las técnicas clásicas de análisis de sonidos respiratorios es la transformada de Fourier (TF), que permite analizar las características en frecuencia de la señal de sonido. La TF consiste en la descomposición de la señal en sus distintas componentes en frecuencia. Una forma más común de analizar el contenido frecuencial de la señal de sonido respiratorio es mediante la estimación de la densidad espectral de potencia (DEP), que se obtiene al aplicar la TF a la función de autocorrelación de la señal de sonido (Figura 3). Existen distintos métodos de estimación de la DEP. Los métodos no paramétricos se basan en el cálculo del periodograma, que consiste en estimar la DEP a partir de un segmento finito de la señal de sonido. Una variante del periodograma es el periodograma promediado, que consiste en dividir la señal en varios segmentos de una longitud

determinada, calcular el periodograma para cada uno de esos segmentos y después promediar los periodogramas obtenidos. Con esta variante se consigue reducir la variancia del estimador de la DEP.

Los métodos paramétricos consisten en modelar la señal de sonido mediante modelos autorregresivos. Los parámetros de estos modelos se calculan usando técnicas de predicción lineal u otras técnicas basadas en la minimización del error de predicción.

Las técnicas descritas hasta ahora representan las características de los sonidos respiratorios en tiempo o en frecuencia por separado. Sin embargo, mediante estas técnicas se pierde información sobre la evolución de las características frecuenciales a lo largo del tiempo. Es por ello que se aplican métodos que analizan el espacio tiempo-frecuencia. Entre ellos destaca la transformada de Fourier de tiempo reducido (short-time Fourier transform, STFT). El módulo al cuadrado de la STFT de la señal de sonido respiratorio se denomina sonograma, espectrograma o respirosonograma y se puede representar en dos o tres dimensiones (Figura 3). La STFT ha sido ampliamente utilizada como técnica de análisis para la detección de sibilancias^{12,13}.

Otra de las representaciones tiempo-frecuencia más utilizadas en el análisis de sonidos respiratorios es la obtenida mediante la transformada wavelet. El concepto de wavelets fue introducido por Grossmann y Morlet en 1980¹⁴, haciendo referencia al conjunto de funciones base de la transformada wavelet. Se trata de pequeñas ondas que se generan mediante traslaciones y dilataciones de una función wavelet básica con una forma determinada. La base resultante permite descomponer una señal en un conjunto de coeficientes que varían con la escala (relacionada con la frecuencia) y la posición temporal de los wavelets que forman dicha base. Esta herramienta es muy útil en el análisis de señales no estacionarias, que varían con el tiempo, intermitentes y transitorias, como es el caso de los estertores¹⁵. Lo que se representa en los gráficos es el valor de los coeficientes en función de la escala y el factor de traslación temporal.

Las técnicas tiempo-frecuencia anteriores, basadas en el análisis de Fourier o wavelet, no son técnicas adaptativas, pues requieren la elección de algunos parámetros de análisis como es la duración y tipo de ventana en la STFT y

el tipo de wavelet en la transformada wavelet. Además, la resolución temporal y frecuencial de ambas técnicas está limitada debido al principio de incertidumbre, el cual dice que una señal no se puede localizar con precisión en el dominio temporal y frecuencial de forma simultánea. Teniendo en cuenta estas limitaciones y la naturaleza aleatoria y no lineal de los sonidos respiratorios, el uso de técnicas de análisis no lineal se ha incrementado durante los últimos años.

Una de esas técnicas no lineales es la descomposición empírica en modos (empirical mode decomposition, EMD)¹⁶. La EMD es una técnica adaptativa para el análisis de señales no lineales y no estacionarias, que permite descomponer una señal en un conjunto de modos u oscilaciones con diferente frecuencia, llamadas funciones de modo intrínsecas (IMF). Como su propio nombre indica, es una técnica empírica, pues la descomposición está completamente guiada por los datos. La EMD se ha aplicado con éxito en la detección y caracterización de estertores¹⁷ y de sibilancias¹⁸. Concretamente, nuestro grupo de procesado e interpreta-

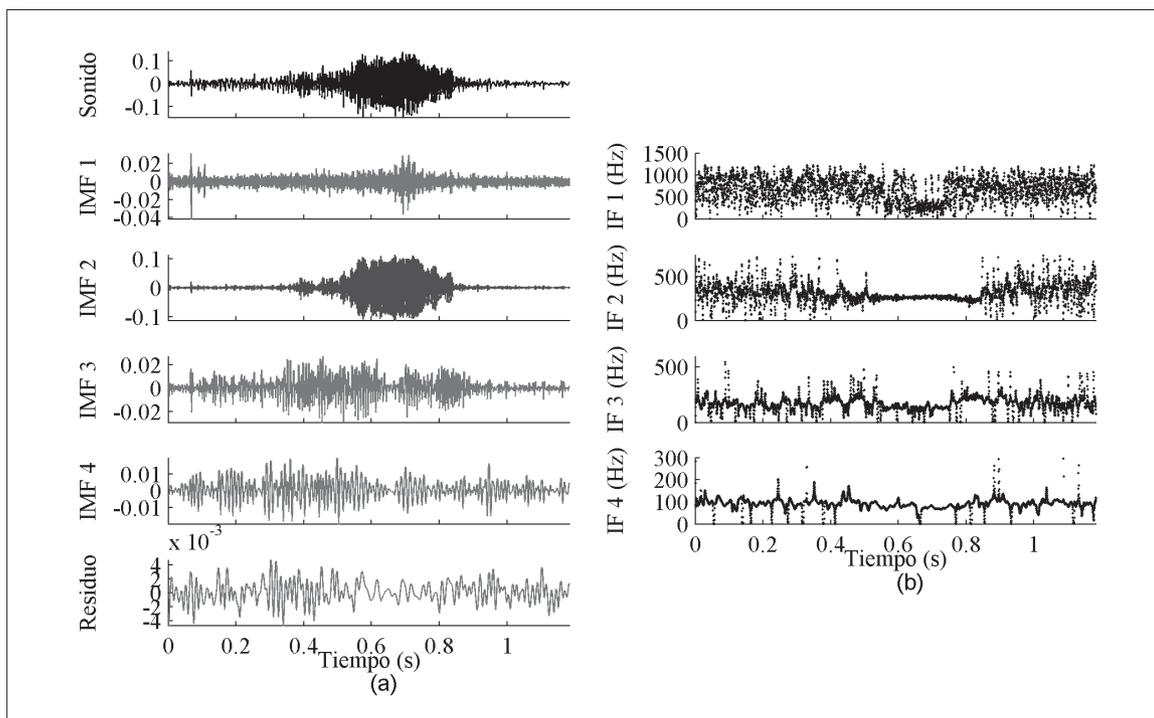


Figura 4. Funciones de modo intrínsecas (IMF 1-4) (a) obtenidas mediante la descomposición empírica en modos de una señal de sonidos respiratorios que contiene una sibilancia. Frecuencia instantánea (IF 1-4) correspondiente a cada IMF (b). Se observa que la dispersión de la IF 2 disminuye en el tramo donde se localiza la sibilancia. Esta técnica permite detectar con precisión este tipo de ruidos adventicios.

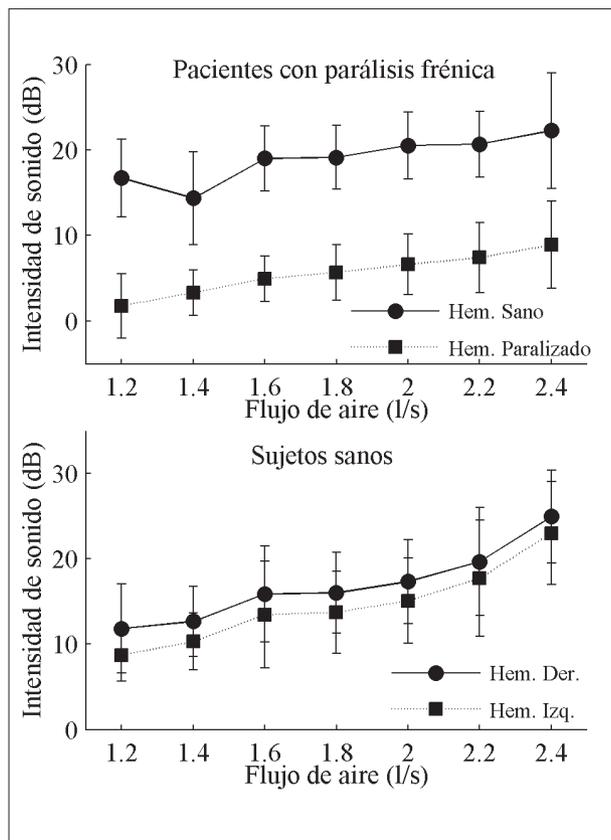


Figura 5. Intensidad media de los sonidos respiratorios en función del flujo de aire inspirado para ambos hemitórax de 10 pacientes con parálisis frénica y 10 sujetos sanos.

ción de señales biomédicas del Instituto de Bioingeniería de Cataluña (IBEC), en colaboración con el servicio de neumología del hospital Germans Trias i Pujol, ha desarrollado un nuevo método para la detección y caracterización automática de sibilancias basado en la combinación de la EMD con el cálculo de la frecuencia instantánea (FI). Este nuevo método está basado en el hecho de que la dispersión de la FI disminuye significativamente dentro de la señal de sonidos respiratorios, en el tramo donde aparece la sibilancia (Figura 4).

Además de la EMD, se han utilizado otras técnicas no lineales para el análisis de los sonidos respiratorios, como la estadística de orden superior (HOS), que permite calcular el poliespectro y la bicoherencia. Este tipo de análisis se ha utilizado en la identificación de sibilancias monofónicas y polifónicas^{19,20}.

Monitorización respiratoria mediante sonidos respiratorios

A pesar del gran avance que ha habido en el desarrollo de técnicas de análisis de los sonidos respiratorios, todavía hay un uso escaso de la acústica respiratoria en el ámbito clínico. No obstante, dentro del marco de colaboración entre el IBEC y el servicio de neumología del hospital Germans Trias i Pujol, se han llevado a cabo varios trabajos que han demostrado la utilidad de los sonidos respiratorios para la valoración de pacientes con diferentes enfermedades respiratorias como la parálisis frénica unilateral²¹ (Figura 5), el asma^{22,23} y el síndrome de apnea-hipopnea del sueño (SAHS)²⁴⁻²⁶.

Como hemos indicado con anterioridad, el proyecto COR-SA abrió la puerta a la estandarización del análisis acústico respiratorio. Una de las finalidades del proyecto fue la de promover la creación de herramientas sencillas y portátiles que pudieran ser utilizadas en la monitorización respiratoria tanto hospitalaria como ambulatoria²⁷. En este sentido, los teléfonos inteligentes (Smartphones), tan extendidos en la actualidad, podrían ser la solución para este tipo de monitorización. De hecho, ya han sido empleados con éxito en cardiología para la detección y seguimiento de las arritmias²⁸. En el ámbito respiratorio, Hung et al²⁹ idearon un estetoscopio multifunción. Recientemente se han propuesto diferentes sistemas de monitorización portátiles, algunos basados en el uso de Smartphones, para pacientes asmáticos³⁰⁻³³.

Otra línea de estudio interesante es la monitorización del flujo de aire mediante el análisis del sonido respiratorio, que puede ser de utilidad en situaciones en que no es factible la medida del flujo de aire mediante neumatógrafos³⁴. Varios investigadores han tratado de relacionar el flujo de aire con la intensidad del sonido respiratorio traqueal y pulmonar^{35,36}. Para obtener una medida que cuantifique el flujo se necesita una calibración previa del sonido respiratorio a diferentes niveles de flujo, lo cual no parece factible en determinadas condiciones físicas. De todas formas, a determinados niveles de flujo se pueden calcular valores razonables del mismo a partir de los parámetros del sonido respiratorio, tales como la potencia media del espectro, la amplitud de la señal de sonido traqueal o la entropía³⁵.

Un problema inherente a la señal acústica de ruido respiratorio es que transporta componentes provenientes de los ruidos cardíacos. Estas componentes aparecen a frecuencias por debajo de los 200 Hz, coincidiendo con buena parte del rango espectral del sonido respiratorio y pudiendo complicar su análisis. Se han aplicado muchos métodos de cancelación de ruidos cardíacos, desde simples filtros atrapa banda, hasta algoritmos más sofisticados basados en la transformada wavelet³⁷, el cálculo de la entropía³⁸ y el análisis de las componentes independientes³⁹.

Conclusiones

La auscultación pulmonar es una práctica habitual de la exploración física. La investigación en este campo se ha incrementado en el transcurso de los años, de tal manera que además de la auscultación convencional practicada habitualmente, podemos registrar y analizar los ruidos respiratorios para así determinar su origen y las consecuencias fisiopatológicas derivadas de su existencia. Se han expuesto varias técnicas de análisis y recogida de señales acústicas respiratorias, muchas de las cuales son actualmente objeto de investigación. Se ha avanzado en la identificación y caracterización de los sonidos adventicios, pero todavía queda un largo recorrido en la creación de sistemas acústicos completos que puedan monitorizar a los pacientes respiratorios tal y como se realiza en otras especialidades, como la cardiología. El sistema de adquisición de sonidos respiratorios puede simplificarse utilizando sensores sin cables "wireless", cuyo uso se espera que facilite la monitorización de los pacientes con este tipo de sistemas en un futuro próximo. Es de esperar que en el futuro el número de aplicaciones se incremente hasta llegar a un sistema fiable que pueda ser utilizado de forma generalizada.

BIBLIOGRAFÍA

1. Kraman SS, "Vesicular (normal) sounds: how are they made, where do they come from and what do they mean?," *Semin Respir Med* 1985; 6:183-191.
2. Pasterkamp H, Kraman SS, Wodicka GR, "Respiratory sounds. Advances beyond the stethoscope," *Am J Respir Crit Care Med* 1997; 156:974-987.
3. Bohadana A, Izbicki G, Kraman SS, "Fundamentals of lung auscultation," *N Engl J Med* 2014; 370:744-51.
4. Gavriely N, Palti Y, Alroy G, "Spectral characteristics of normal breath sounds," *J Appl Physiol* 1981;50:307-314.
5. Gavriely N, Cugell DW, "Breath sounds methodology," 203 p., Boca Raton, Fla., London: CRC Press, 1995.
6. Earis JE, Marsh K, Rearson MG, Ogilvie CM, "The inspiratory squawk in extrinsic allergic alveolitis and other pulmonary fibrosis," *Thorax* 1982; 37:923-936.
7. Vannuccini L, Earis JE, Helistö P, Cheetham BMG, Rossi M, Sovijärvi ARA, Vanderschoot J, "Capturing and preprocessing of respiratory sounds," *Eur Respir Rev* 2000; 10:616-620.
8. Murphy RLH, "Localization of chest sounds with 3D display and lung sound mapping," U.S. Patent 5,844-997, 1998.
9. Salehin SMA, Abhayapala TD, "Lung sound localization using array of acoustic sensors," *Int Conf Signal Process Commun Syst* 2008; pp. 1-5.
10. Sovijärvi ARA, Vanderschoot J, Earis JE, "Standardization of computerized respiratory sound analysis," *Eur Respir Rev* 2000; 10:585.
11. Charbonneau G, Ademovic E, Cheetham BMG, Malmberg LP, Vanderschoot J, Sovijärvi ARA, "Basic techniques for respiratory sound analysis," *Eur Respir Rev* 2000;10:625-635.
12. Homs-Corbera A, Fiz JA, Morera J, Jané R, "Time-frequency detection and analysis of wheezes during forced exhalation," *IEEE Trans Biomed Eng* 2004; 51: 182-6.
13. Fiz JA, Jané R, Izquierdo J, Homs-Corbera A, Garcia MA, Gómez R, Monso E, "Analysis of forced wheezes in asthma patients," *Respiration* 2006; 73:55-60.
14. Grossmann A, Morlet J, "Decomposition of Hardy functions into square integrable wavelets of constant shape," *SIAM J Math Anal* 1984;15:723-736.
15. Ayari F, Alouani AT, Ksouri M, "Wavelets: an efficient tool for lung sounds analysis," *IEEE Int Conf Comput Syst Appl* 2008; pp. 875-878.
16. Huang NE, Shen Z, Long SR, et al., "The empirical mode decomposition and Hilbert spectrum for nonlinear and nonstationary time series analysis," *Proc R Soc Lond A* 1998: 454:903-995.
17. Villalobos SC, Camarena RG, Lem GC, Corrales TA, "Crackle sounds analysis by empirical mode decomposition: nonlinear and nonstationary signal analysis for distinction of crackles in lung sounds," *IEEE Eng Med Biol Mag* 2007; 26:40-47.
18. Lozano M, Fiz JA, Jané R, "Automatic differentiation of normal and continuous adventitious respiratory sounds using ensemble empirical mode decomposition and instantaneous frequency," *J Biomed Health Inform*, 2015 (en prensa, 10.1109/JBHI.2015.2396636).

- Hadjileontiadis LJ, Panas SM, "Nonlinear analysis of musical lung sounds using the bicoherence index," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 1997; pp. 1126-1129.
19. Taplidou SA, Hadjileontiadis LJ, "Nonlinear analysis of wheezes using wavelet bicoherence," *Comput Biol Med* 2007; 37:563-570.
20. Fiz JA, Jané R, Lozano M, Gómez R, Ruiz J, "Detecting unilateral phrenic paralysis by acoustic respiratory analysis," *Plos One*, vol. 9(4), e93595.
21. Fiz JA, Jané R, Salvatella D, Izquierdo J, Lores L, Caminal P, Morera J, "Analysis of tracheal sounds during forced exhalation in asthma patients and normal subjects: bronchodilator response effect," *Chest* 1999; 116:633-8.
22. Fiz JA, Jané R, Homs-Corbera A, Izquierdo J, García MA, Morera J, "Detection of wheezing during maximal forced exhalation in patients with obstructed airways," *Chest* 2002; 122:186-91.
23. Fiz JA, Morera J, Abad J, Belsunces A, Haro M, Fiz JI, Jané R, Caminal P, Rodenstein D, "Acoustic analysis of vowel emission in obstructive sleep apnea," *Chest* 1993; 104:1093-6.
24. Fiz JA, Abad J, Jané R, Riera M, Mañanas MA, Caminal P, Rodenstein D, Morera J, "Acoustic analysis of snoring sound in patients with simple snoring and obstructive sleep apnoea," *Eur Respir J* 1996; 9:2365-70.
25. Fiz JA, Jané R, Sola-Soler J, Abad J, García M, Morera J, "Continuous analysis and monitoring of snores and their relationship to the apnea-hypopnea index," *Laryngoscope*, vol. 120, pp. 854-862, 2010.
26. Earis JE, Cheetham BMG, "Future perspectives for respiratory sound research," *Eur Respir Rev* 2000; 10:641-646.
27. Lee J, Reyes BA, McManus DD, Mathias O, Chon KH, "Atrial fibrillation detection using an iPhone 4S," *IEEE Trans Biomed Eng* 2013; 60:203-206.
28. Hung K, Luk BL, Choy WH, Tai B, Tso SK, "Multifunction stethoscope for telemedicine," *Proc IEEE Int Workshop Comput Arch Mach Percept*, Hong Kong, China 2004; 26:87-89.
29. Puder LC, Fischer HS, Wilitzki S, Usemann J, Godfrey S, Schmalisch G, "Validation of computerized wheeze detection in young infants during the first months of life," *BMC Pediatr* 2014; 14:257.
30. Oletic D, Arsenali B, Bilas V, "Towards continuous wheezes detection body sensor node as a core of asthma monitoring system," *Wirel Mob Commun Healthc* 2012; 83:165-172.
31. Oletic D, Skrapec M, Bilas V, "Monitoring respiratory sounds: compressed sensing reconstruction via OMP on Android Smartphone," *Wirel Mob Commun Healthc* 2013; 61:114-121.
32. Oletic D, Arsenali B, Bilas V, "Low-power wearable respiratory sound sensing," *Sensors* 2014; 14:6535-6566.
33. Reyes BA, Reljin N, Chon KH, "Tracheal sounds acquisition using smartphones," *Sensors* 2014; 14:13830-13850.
34. Golabbakhsh M, Moussavi Z, "Relationship between airflow and frequency-based features of tracheal respiratory sound," *Can Conf Electr Comput Eng* 2004; 2: 751-754.
35. Que C, Kolmaga C, Durand L, Kelly S, Macklem P, "Phonospirometry for noninvasive measurement of ventilation: methodology and preliminar results," *J Appl Phys* 2002; 93:1515-1526.
36. Pourazad MT, Moussavi Z, Thomas G, "Heart sound cancellation from lung sound recordings using time-frequency filtering," *J Med Biol Eng* 2006; 44:216-225.
37. Yadollahi A, Moussavi Z, "Robust method for heart sound localization using lung sounds entropy," *IEEE Trans Biomed Eng* 2006; 53:497-502.
38. Pourazad MT, Moussavi Z, Farahmand F, Ward R, "Heart sounds separation from lung sounds using independent component analysis," *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2005; 3:2736-2739.