

## Aplicación Móvil para el Análisis Temporal, Espectral y Tiempo-Frecuencia de Sonidos Respiratorios Adventicios Continuos

O. I. Rangel Díaz<sup>1\*</sup>, R. E. Canela Costilla<sup>1</sup>, J. García Silva<sup>1</sup>, H. D. González Espinosa<sup>1</sup>, J. S. Camacho Juárez<sup>1</sup>, M. A. Díaz de León<sup>2</sup>, S. Charleston Villalobos<sup>3</sup>, A. T. Aljama Corrales<sup>3</sup>, B. A. Reyes<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, S.L.P., S.L.P., México

<sup>2</sup>Unidad de Medicina Familiar “Soledad de Graciano Sánchez”, ISSSTE, Soledad de Graciano Sánchez, S.L.P., México

<sup>3</sup>Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

\* oscarivanrd@hotmail.com

**Resumen**— El diagnóstico de enfermedades respiratorias se apoya en el análisis sonidos respiratorios, la técnica básica para este análisis en las clínicas de nuestro país es la auscultación con el estetoscopio tradicional, pero debido a que este método presenta una alta subjetividad es necesario implementar sistemas computarizados para el análisis de sonidos respiratorios. En este trabajo se muestran los resultados preliminares sobre el desarrollo de una aplicación móvil en el sistema operativo Android para el análisis de sonidos respiratorios con las técnicas de procesamiento en los dominios del tiempo, de la frecuencia y del tiempo-frecuencia conjunto. Se consiguió implementar herramientas para el análisis de forma de onda en tiempo expandido (TEWA), análisis de la distribución espectral de potencia (PSD) y una representación análisis tiempo-frecuencia basada en el espectrograma (SP).

**Palabras clave**—sonidos respiratorios, asma, aplicación móvil, smartphone, tiempo-frecuencia

### I. INTRODUCCIÓN

El diagnóstico clínico de enfermedades respiratorias se auxilia de la auscultación pulmonar para distinguir entre sonidos respiratorios (SR) normales y anormales, así como para detectar la presencia de sonidos adventicios que usualmente indican un desorden pulmonar [1]. Los sonidos adventicios son aquellos sonidos superpuestos al sonido basal de la respiración, y pueden ser continuos (sibilancias) o discontinuos (crepitanancias) dependiendo de su duración. Así, desde su invención, el estetoscopio tradicional se ha empleado para el diagnóstico no invasivo de problemas pulmonares. Sin embargo, la auscultación con el estetoscopio tradicional presenta una alta subjetividad, depende de la habilidad y experiencia del médico que la realiza y no permite el almacenamiento de los sonidos para su posterior análisis por otros especialistas [2].

Ante las limitaciones del estetoscopio, se han propuesto los sistemas computarizados para el análisis de sonidos respiratorios (CORSA), los cuales permiten la adquisición, visualización, caracterización y detección de SR normales, anormales y adventicios. En el dominio del tiempo, el análisis

de forma de onda en tiempo expandido (TEWA) permite la detección visual de SR adventicios [3]. Mientras que, en el dominio de la frecuencia la caracterización de los SR se realiza calculando el espectro a partir de algoritmos basados en la transformada rápida de Fourier (FFT). Adicionalmente, se han desarrollado representaciones tiempo-frecuencia (RTF) para los SR, denominados respirosonogramas, que han sido utilizadas para su análisis automatizado.

Así, mediante el empleo de sistemas CORSA se han caracterizado las sibilancias como sonidos musicales, con formas de onda periódicas, con duración superior a 100 ms y frecuencia dominante por encima de los 100 Hz [1]. Sin embargo, el empleo de sistemas CORSA se ha limitado a centros de salud e investigación especializados. Por lo tanto, dada la incidencia de las enfermedades pulmonares (especialmente el asma) en la población mexicana, resulta relevante extender dichas herramientas a los consultorios clínicos no especializados donde se tiene el primer contacto con los pacientes enfermos, lo cual podría repercutir en una evaluación más temprana de la enfermedad [4].

En la actualidad, los dispositivos móviles inteligentes, como *smartphones* y *tablets*, cuentan con capacidades que pueden ser aprovechadas para propósitos de cuidado de la salud a través de aplicaciones móviles (*apps*). Así, las tecnologías de salud móvil (*mobile health, mHealth*) poseen el potencial de transformar el modo y calidad de la investigación clínica y la atención de la salud [5]. Acorde a esto, se han desarrollado sistemas CORSA móviles para la adquisición y análisis de SR [6]–[8]. Sin embargo, dichas tecnologías aún no han permeado en los consultorios clínicos públicos de nuestro país, limitándose al ámbito de investigación.

El objetivo de este trabajo es presentar los resultados preliminares sobre el desarrollo de una *app* para dispositivos Android (Google Inc., Mountain View, CA, USA) con capacidades para el análisis de sonidos respiratorios en los dominios del tiempo, de la frecuencia y del tiempo-frecuencia conjunto. En particular, se ha implementado la funcionalidad TEWA, la densidad de potencia espectral, así como el espectrograma, estos últimos basados en el algoritmo de la FFT con diversas ventanas de análisis.

## II. METODOLOGÍA

### A. Sonidos respiratorios

Para el desarrollo de las herramientas de análisis de la *app* se emplearon dos señales de SR de pacientes asmáticos con sibilancias, adquiridas sobre el cuello del paciente en el triángulo cervical anterior, con un sensor acústico con una respuesta plana hasta 3 kHz, desarrollado por nuestro grupo de trabajo, conformado por un micrófono electret (Knowles Electronics, IL, USA) y encapsulado en una campana plástica y conectado a una tarjeta A/D con frecuencia de muestreo de hasta 10 kHz por canal. La primera señal fue muestreada a 5 kHz durante 18.2 segundos, contiene 4 ciclos respiratorios y sibilancias al final de cada ciclo. Mientras que, la segunda señal fue muestreada a 4 kHz durante 16.3 segundos, contiene 3 ciclos respiratorios y sibilancias al final de la espiración. Se obtuvo el consentimiento informado de los pacientes voluntarios de acuerdo con los protocolos de Helsinki. Las señales de SR fueron almacenadas en un archivo de texto para su lectura y análisis en la *app* Android desarrollada.

### B. Análisis computarizado de sonidos respiratorios

#### B.1. Análisis temporal

El análisis TEWA permite caracterizar los SR por medio de gráficos de amplitud contra tiempo, facilitando la detección de SR adventicios al incrementar la escala de tiempo [3]. Así, aunque se registren SR durante varios segundos o minutos, el análisis TEWA emplea ventanas de tiempo de milisegundos para la caracterización temporal.

#### B.2. Análisis espectral

El espectro de densidad de potencia (PSD) describe la distribución de potencia en los componentes de frecuencia que componen una señal. El PSD puede ser generalizado para variables de tiempo discreto  $x[n]$  con frecuencia de muestreo  $f_s$  en una ventana finita de  $0 \leq n \leq N - 1$ , mediante la magnitud al cuadrado de la transformada discreta de Fourier (TDF), i.e.

$$\tilde{S}_{xx}(\omega) = \frac{1}{f_s N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j2\pi k \frac{n}{N}} \right|^2 \quad (1)$$

para  $k = 0, 1, \dots, N - 1$ , y donde  $\omega = 2\pi f$  es la frecuencia digital, en radianes/muestra. Para agilizar la estimación de la TDF se utiliza el método de FFT Base-2 basado en que la serie  $x[n]$  tenga un número de elementos,  $N$ , que sea potencia de 2 (*NFFT*). Este método utiliza el criterio de decimación en frecuencia, i.e., dividir la señal en dos porciones, una para índices pares y otra para índices impares, el cual se basa en la descomposición sucesiva de la entrada en subsecuencias cada vez más pequeñas, y aprovechando las características de periodicidad y simetría del factor exponencial, reduciendo así el número de operaciones que se tienen que realizar [9].

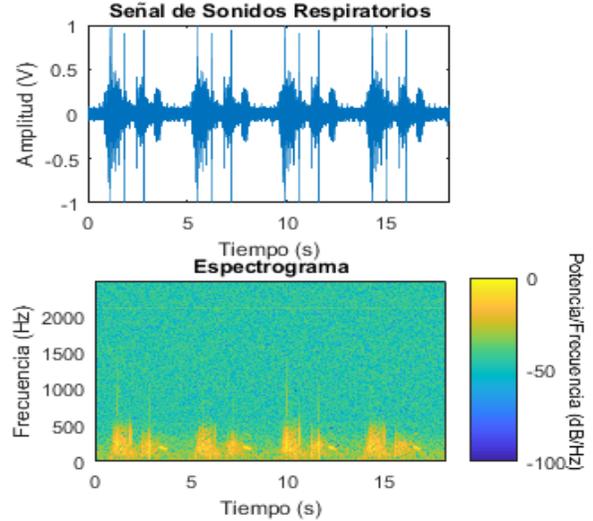


Fig. 1. Respiriograma en escala logarítmica de un registro con sibilancias. La intensidad de sonido se indica en una paleta de colores.

#### B.3. Análisis tiempo-frecuencia

Una representación tiempo-frecuencia (RTF) es una función que describe la densidad de energía de una señal simultáneamente en los dominios del tiempo y la frecuencia. Así, una RTF resulta útil para analizar señales no estacionarias como los SR, siendo el espectrograma (SP) la técnica clásica definida como la magnitud al cuadrado de la transformada de Fourier de tiempo corto de la señal  $x(t)$ , i.e.,

$$SP(t, \omega) = \left| \frac{1}{\sqrt{2}} \int x(\tau) h(\tau - t) e^{-j\omega\tau} d\tau \right|^2 \quad (2)$$

donde  $\omega$  es la frecuencia y  $h(t)$  es una ventana de análisis utilizada para resaltar la información de la señal alrededor del tiempo  $t$ . En la Fig. 1 se muestra un ejemplo de respirograma de una señal de SR con sibilancias.

### C. Dispositivos móviles inteligentes

Dada la experiencia de nuestro grupo de trabajo en el desarrollo de *apps*, se emplearon dos dispositivos con sistema operativo (SO) Android: 1) Galaxy S7 SM-G930T con 4 GB de RAM, y 2) Galaxy J7 SM-J700M con 1.5 GB de RAM, con SO Android 7.0 y 6.0.1, respectivamente. Ambos dispositivos son manufacturados por Samsung (Samsung Electronics, Seúl, Corea del Sur) y representan dispositivos comerciales de la gama media y alta comúnmente encontrados entre los usuarios de nuestro país.

#### D. Aplicación móvil (*app*)

La *app* se desarrolló en el entorno de desarrollo integrado (IDE) oficial Android Studio 3.1.3 (Google Inc., CA, USA) con compatibilidad para el SO Android 4.0 y superiores, en una computadora personal con sistema operativo Windows 10, 6 GB de RAM y procesador AMD 2.20 GHz.

Las técnicas de análisis descritas anteriormente fueron implementadas en el lenguaje computacional Java (Oracle Corporation, CA, USA) debido a la mayor cantidad de documentación disponible en comparación con el lenguaje oficial actual Kotlin (JetBrains, San Petersburgo, Rusia) diseñado para ser interoperable con Java.

Actualmente, la *app* cuenta con dos actividades principales, una para el análisis en la frecuencia con el PSD y la otra para análisis tiempo-frecuencia con el SP. En cada actividad se despliega la forma de onda en el dominio del tiempo, siendo posible el análisis TEWA de forma táctil.

#### D.1. Despliegue de señales unidimensionales

Se incorporó al proyecto Android la biblioteca de visualización de gráficos *MPAndroidChart* (Philipp Jahoda, Austria), que cuenta opciones para acercamiento y desplazamiento por gestos táctiles, entre otras. Mediante esta librería se construyeron gráficos de línea para la visualización de las formas de onda de SR en el dominio del tiempo, así como de sus espectros en el dominio de la frecuencia.

#### D.2. Actividad para el análisis espectral

Para la implementación del algoritmo FFT se creó una clase en Java para arreglos de números complejos y un método que regresa un arreglo complejo con la FFT de una señal de entrada de longitud  $N$  con  $NFFT$  puntos, bajo la condición de que  $NFFT$  sea potencia de 2 y mayor o igual a  $N$ . A partir de la FFT se estimó el PSD sobre un segmento de la señal de entrada, con base a cuatro parámetros: 1) la frecuencia de muestreo en Hz, 2) el tamaño de ventana en ms, 3) el número de puntos  $NFFT$ , y 4) la posición en el tiempo a partir de la cual se estima el PSD (seleccionado de forma táctil por el usuario). Como la señal de interés es una señal real (señal de SR), solo se estimó el espectro para potencias positivas, y para conservar la potencia total se multiplican todos los elementos por un factor de 2 (a excepción de la frecuencia cero y frecuencia de Nyquist). La visualización del PSD se implementó con un gráfico de línea, con la finalidad de detectar fácilmente los picos en frecuencia. En la *app* se incluyó la validación de los parámetros introducidos.

#### D.3. Actividad para el análisis tiempo-frecuencia

Para el método del SP se definieron como entradas la señal de SR, la  $f_s$  en Hz, la duración de la ventana  $h(t)$  en ms, el número de puntos  $NFFT$ , y el porcentaje de traslape entre ventanas sucesivas. Se implementaron los tipos de ventana *Hamming*, *Hann*, rectangular y *Blackman-Harris*. Para la segmentación de la señal, el tamaño de ventana se tradujo a número de muestras a partir de la  $f_s$  y a partir del traslape entre ventanas se determinó un vector de posiciones en muestras a partir de las cuales inicia cada segmento de la señal ventaneada. Los segmentos de la señal se trasladaron a una matriz de dimensiones  $NFFT \times M$ , donde  $M$  es la longitud

del vector de posiciones, i.e., la matriz se llenó con las versiones ventaneadas de la señal en cada columna. Finalmente, se obtuvo la FFT con  $NFFT$  puntos sobre cada una de las columnas, dando como resultado la matriz del SP.

Para representar la matriz del SP en una imagen se utilizó el formato *bitmap* que trabaja cuatro canales, R, G, B y  $\alpha$ , a una resolución de 8 bits. Primero se realizó una normalización de la matriz a valores entre 0 a 255 y se convirtió a un vector columna. Posteriormente, para construir el *bitmap*, a cada valor del vector se asignaron los canales RGB a partir de la paleta de colores seleccionada. Se agregaron parámetros de altura y ancho para redimensionar la matriz. Adicionalmente, para la opción de acercamiento (*zoom*) en tiempo y en frecuencia, se agregaron parámetros de inicio y termino para cada eje, los cuales son utilizados para reconstruir el *bitmap* con la sub-matriz determinada por dichos parámetros. Finalmente, se incluyó la opción para desplegar el SP tanto en escala lineal como logarítmica (dB).

### III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

La *app* desarrollada consiste de una pantalla de bienvenida (*splash-screen activity*) y dos actividades: 1) la actividad PSD, y 2) la actividad SP. En la Fig. 2 se muestra la actividad PSD que permite realizar el análisis en la frecuencia mediante el ajuste de los parámetros del tamaño de la ventana en ms y el número de puntos para la FFT con los que se calcula el PSD (utilizando el botón aplicar). El usuario puede visualizar tanto la forma de onda del SR como el PSD, como se muestra en la Fig. 2.a, con la opción de acercamiento en el eje horizontal para realizar el análisis TEWA como se muestra en la Fig. 2.b. El cálculo del PSD se realiza sobre la región delimitada por dos líneas sobre la forma de onda de la

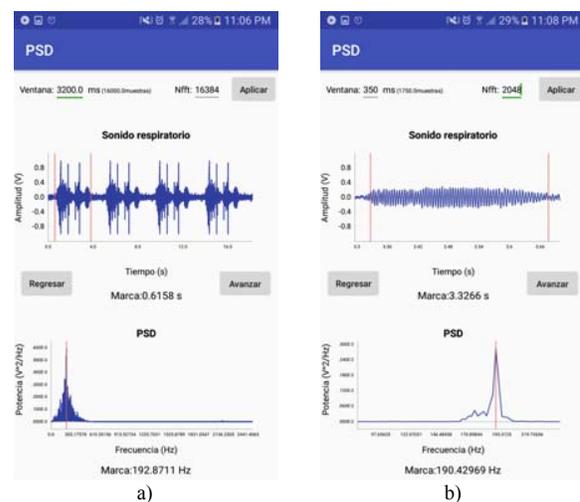


Fig. 2. Actividad PSD de la *app* móvil. a) Señal completa de sonidos respiratorios y su PSD. b) Acercamiento en el tiempo sobre la señal de sonidos respiratorios, y acercamiento en frecuencia sobre el PSD.

señal, donde el usuario puede desplazar estos límites tocando algún punto sobre la señal o utilizando los botones avanzar y regresar. Debajo de la gráfica de la señal se despliega el instante de tiempo a partir del cual se calcula el PSD. El usuario puede seleccionar directamente un punto sobre el PSD para conocer su valor en la frecuencia.

La actividad SP se muestra en la Fig. 3, donde el usuario puede ajustar los parámetros del tamaño de la ventana en ms, el porcentaje de traslape entre las ventanas, y el número de puntos para la FFT, con los que se calcula la matriz SP. De nuevo, en esta actividad se muestra la forma de onda de la señal, y la imagen con el SP, donde la intensidad se puede alternar con un botón, entre una escala lineal (Fig. 3.a) o una escala en dB (Fig. 3.b), donde resultan más visibles los SR adventicios continuos (sibilancias). En ambas actividades Android, se validan los parámetros introducidos por el usuario (porción superior de la actividad).

Las técnicas de procesamiento de señales implementadas funcionaron adecuadamente en los dispositivos móviles utilizados, cumpliendo así los objetivos planteados para este proyecto. Como era de esperarse, en un dispositivo de alta gama las actividades trabajan de manera más fluida, debido a la carga computacional generada por el despliegue de gran cantidad de datos en los gráficos de línea y el tamaño de la matriz SP utilizada en la generación del *bitmap*. Actualmente se trabaja en optimizar las técnicas de procesamiento dentro de la *app*, así como en mejorar la interfaz gráfica de usuario.

Como trabajo a futuro se plantea la inclusión de actividades en la *app* para el registro de pacientes y la adquisición de sonidos respiratorios directamente en el dispositivo móvil, actividades ya desarrolladas en otro proyecto de nuestro grupo trabajo. Aunque la *app* se desarrolló para *smartphones* Android, puede desarrollarse para dispositivos *iOS* (Apple Inc., CA, USA) mediante entornos multiplataforma como *Unity* (Unity Technologies, CA, USA). Finalmente, se plantea la implementación de un detector automático de sibilancias a partir del espectrograma, así como la generación de una base de datos de sonidos respiratorios, que será útil para evaluar el desempeño tanto del detector de sibilancias como de nuevos algoritmos.

## V. CONCLUSIONES

Consideramos que herramientas computacionales móviles como las desarrolladas en este trabajo permitirán complementar la información obtenida por el médico acerca de los SR durante la auscultación con el estetoscopio directamente en los consultorios clínicos no especializados, donde se da el primer contacto con el paciente, pudiendo así impactar en un diagnóstico más oportuno de enfermedades pulmonares y acercando las técnicas de análisis, actualmente reservadas a centros especializados, a la población general en zonas de difícil acceso y escasos recursos de nuestro país.

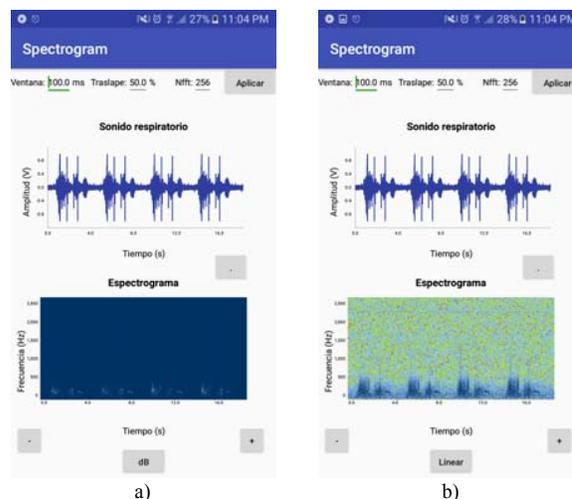


Fig. 3. Actividad SP de la *app* móvil. a) Imagen del SP con escala lineal. b) Imagen del SP con escala en dB. Parte superior: asignación de los parámetros de cálculo del SP.

## RECONOCIMIENTOS

Este proyecto de investigación fue financiado parcialmente con el apoyo del Programa para el Desarrollo Profesional Docente (PRODEP) de la SEP y por una beca estudiantil del mismo programa.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] A. R. A. Sovijärvi, F. Dalmaso, J. Vanderschoot, L. P. Malmberg, G. Righini, y S. A. T. Stoneman. Definition of terms for applications of respiratory sounds. *Eur. Respir. Rev.* 10(77): 597-610, 2000.
- [2] H. Pasterkamp, S. S. Kraman, y G. R. Wodicka. Respiratory Sounds: Advances Beyond the Stethoscope. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 156(3): 974-987, 1997. DOI: 10.1164/AJRCM.156.3.9701115
- [3] R. L. H. Murphy, S. K. Holford, y W. C. Knowler. Visual Lung-Sound Characterization by Time-Expanded Wave-Form Analysis. *N. Engl. J. Med.* 296(17): 968-971, 1977. DOI: 10.1056/NEJM197704282961704
- [4] K. Anderson, Y. Qiu, A. R. Whittaker, y M. Lucas. Breath sounds, asthma, and the mobile phone. *The Lancet.* 358(9290): 1343-1344, 2001. DOI: 10.1016/S0140-6736(01)06451-0
- [5] S. R. Steinhubl, E. D. Muse, y E. J. Topol. The emerging field of mobile health. *Sci. Transl. Med.* 7(283): 283rv3, 2015. DOI: 10.1126/SCITRANSLMED.AAA3487
- [6] B. A. Reyes, N. Reljin, Y. Kong, Y. Nam, S. Ha, y K. H. Chon. Towards the Development of a Mobile Phonopneumogram: Automatic Breath-Phase Classification Using Smartphones. *Ann. Biomed. Eng.* 44(9): 2746-2759, 2016. DOI: 10.1007/S10439-016-1554-1
- [7] C. Uwaoma y G. Mansingh. Detection and Classification of Abnormal Respiratory Sounds on a Resource-constraint Mobile Device. *Int. J. Appl. Inf. Syst.* 7(11): 35-40, 2014. DOI: 10.5120/IJAIS14-451265
- [8] D. Chamberlain, J. Mofor, y R. Kodgule. Mobile Stethoscope and Signal Processing Algorithms for Pulmonary Screening and Diagnostics. *IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC).* 385-392, 2015. DOI: 10.1109/GHTC.2015.7344001
- [9] S. Haykin y B. V. Veen. *Signals and Systems*. 2nd ed. New York: Wiley, 2005.