



Sistema para la Detección Automática de Estertores Crepitantes basado en Dispositivos Móviles Inteligentes

N. C. Olvera Montes¹, B. A. Reyes², S. Charleston Villalobos³, R. González Camarena⁴,
A. T. Aljama Corrales³, M. E. Mejía Ávila⁵

¹Posgrado en Ingeniería Biomédica, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

²Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, S.L.P., México

³Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

⁴Departamento de Ciencias de la Salud, Universidad Autónoma Metropolitana, Iztapalapa, México D.F., México

⁵Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias, México D.F., México

Resumen—La auscultación con el estetoscopio resulta útil para detectar sonidos respiratorios crepitantes comúnmente presentes en enfermedades respiratorias. Sin embargo, la auscultación posee varias limitaciones que, afortunadamente, pueden eliminarse empleando sistemas computarizados. En este trabajo, se presenta el desarrollo de un sistema móvil para la detección automática de crepitancias directamente en un smartphone. El sistema propuesto involucra una aplicación móvil que permite al médico registrar, almacenar, reproducir y analizar sonidos respiratorios. El algoritmo de detección de crepitancias se basa en el modelado autorregresivo variante en el tiempo. El desempeño del detector se analizó empleando crepitancias simuladas insertadas aleatoriamente en sonidos respiratorios reales de sujetos sanos (N=10), y se obtuvo una precisión de 0.952 ± 0.031 (media \pm SD) y una sensibilidad de 0.952 ± 0.031 para la relación señal-a-ruido más baja.

Palabras clave—Android, aplicación móvil, smartphone

I. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades respiratorias representan una importante causa de mortalidad y morbilidad a nivel mundial. Un diagnóstico oportuno de dichas enfermedades resulta importante para tomar las acciones adecuadas. Conjuntamente con el historial clínico, la primera técnica empleada para el diagnóstico no-invasivo de enfermedades respiratorias es la auscultación con el estetoscopio, durante la cual es común detectar la presencia de sonidos anormales o adventicios. En particular, los estertores crepitantes (crepitancias) son sonidos relevantes que se clasifican como sonidos adventicios discontinuos. Sin embargo, su detección se complica debido a la dependencia en la habilidad y experiencia del médico [1], el carácter transiente de estos sonidos (<20 ms), su amplio contenido en frecuencia (entre 100 y más de 2000 Hz) que cambia con el tiempo [2], así como su magnitud y el traslape espectral con respecto al sonido de base.

Se han propuesto métodos computarizados para eliminar las limitaciones del estetoscopio en la detección de crepitancias, e.g., la detección visual con el análisis de forma de onda en tiempo expandido (TEWA), la detección automática basada en el análisis tiempo frecuencia [3] o el modelado autorregresivo variante en el tiempo (TVAR) [4]. Desafortunadamente, el empleo de sistemas computarizados

para el análisis de sonidos respiratorios (CORSA) se ha limitado principalmente a centros de salud y de investigación altamente especializados.

El empleo de soluciones móviles de salud (mHealth) posee el potencial de transformar la forma de proporcionar servicios de salud [5]. Los dispositivos móviles inteligentes, e.g., *smartphones* o *tablets*, poseen características como ubicuidad y conexión permanente o intermitente, que se transfieren al ser empleados para propósitos de salud [6], y que permiten emplearlos para monitorear la salud de la población general en ambientes cotidianos[7]. Es bien sabido que el empleo de aplicaciones móviles (*apps*) para el cuidado de la salud va al alza y que se espera que dicha tendencia se sostenga considerando la necesidad de desarrollar sistemas que alivien la sobrecarga en los sistemas de salud y reduzcan los costos de salud. Así, era cuestión de tiempo para que se realizaran esfuerzos por desarrollar sistemas CORSA móviles que permitieran la adquisición y análisis de sonidos respiratorios[8]–[11]. Sin embargo, no se ha implementado un sistema CORSA móvil específicamente para la detección de crepitancias basado en el modelado TVAR.

En este trabajo, se presentan resultados preliminares respecto al desarrollo de un sistema CORSA, basado en un smartphone con sistema operativo Android, con capacidad de detección de crepitancias. El sistema fue diseñado para tomar ventaja de la entrada estándar de audio presente en la mayoría de los smartphones.

II. METODOLOGÍA

A. Equipo

El sistema propuesto consiste de dos elementos de hardware: 1) un sensor acústico, y 2) un smartphone, como se muestra en la Fig. 1. El sensor acústico es esencialmente un micrófono electret BT-1834, Knowles® [4].

Dos dispositivos móviles fueron empleados para el desarrollo del sistema: 1) Galaxy S4 fabricado por Samsung, y 2) Moto G3 Turbo Edition fabricado por Motorola, con sistemas operativos Android v.5.0.1 y v.6.0, respectivamente. Ambos dispositivos satisfacen los requerimientos mínimos recomendados para digitalizar sonidos respiratorios [12].



Fig. 1. Sistema móvil propuesto para la detección automática de estertores crepitantes.

B. Aplicación móvil (app)

La app fue desarrollada con el IDE Android Studio (Google Inc., Mountain View, CA, USA) en una computadora personal con sistema operativo Windows 10 y 16 GB de RAM.

1) *Interfaz gráfica de usuario (GUI)*: Después de una pantalla de bienvenida (*splash-screen activity*), otra actividad permite al usuario manipular los datos del paciente de acuerdo a las siguientes opciones: 1) agregar un nuevo paciente a la lista (mediante un botón de acción flotante, FAB), ó 2) seleccionar un paciente ya existente en la lista. En la primera opción, una actividad permite introducir y validar, e.g., datos duplicados, la información básica del paciente. En la segunda opción, la información y registros existentes del paciente son listados, como se muestra en la Fig. 2.a, de tal forma que es posible seleccionar un registro para la detección de crepitancias. En ambas opciones, el usuario puede optar por adquirir un nuevo registro de sonidos respiratorios. Si este es el caso, una nueva actividad permite seleccionar el punto de auscultación de forma táctil sobre un arreglo gráfico de ubicaciones propuesto por nuestro grupo de trabajo para cubrir el hemitórax izquierdo (L) y derecho (R) mediante una matriz de tres renglones (A: apical, M: media y B: basal) y dos columnas (I: interior y E: exterior) en cada hemitórax.

2) *Adquisición y pre-procesamiento*: Las señales de sonidos respiratorios son adquiridas a una frecuencia de muestreo de 10 kHz usando 16-bits por muestra. Los sonidos adquiridos son filtrados en la app con un filtro pasabanda con respuesta al impulso finita (FIR) de orden 500 con una banda de paso entre [75-1000] Hz. Los datos son almacenados en un folder específico del dispositivo en archivos tanto en formato de audio (.wav) como de texto (.txt) para su posterior procesamiento en la app.

3) *Maniobra respiratoria*: Una vez seleccionado el punto de auscultación, se despliega la actividad a cargo de la

adquisición de los sonidos. Como se muestra en la Fig. 2.b, la maniobra respiratoria a realizar se despliega dinámicamente y el área bajo la curva se va llenando en tiempo-real para indicar al sujeto cuando inspirar y espirar. La maniobra tiene una duración de 16 s y consta de 2 s de apnea inicial, 4 ciclos respiratorios con una duración de 3 s cada uno (relación I:E de 3:2) y 2 s de apnea final. Una vez completa la maniobra, el registro puede almacenarse, reproducirse o descartarse.

C. Base de datos

Se emplearon sonidos respiratorios de diez (N=10) sujetos sanos, no fumadores, adquiridos previamente por nuestro grupo de trabajo [4]. Los sonidos respiratorios fueron adquiridos a una frecuencia de muestreo de 10 kHz. En general, cada señal de sonido respiratorio consiste de seis fases inspiratorias, y en cada una de ellas se insertaron aleatoriamente diez crepitancias simuladas. Se generaron tres conjuntos de prueba con diferentes factores de ganancia para las crepitancias con respecto al sonido respiratorio de base, siendo los factores de 1.5, 2.5 y 3.5 veces la desviación estándar alrededor del punto de inserción. La cantidad total de crepitancias insertadas en cada conjunto fue de 540.

D. Algoritmo de detección de crepitancias

El algoritmo de detección automática de crepitancias, implementado en la app, se basa en la detección de cambios abruptos en los coeficientes del modelo autorregresivo variante en el tiempo (TVAR) [4].

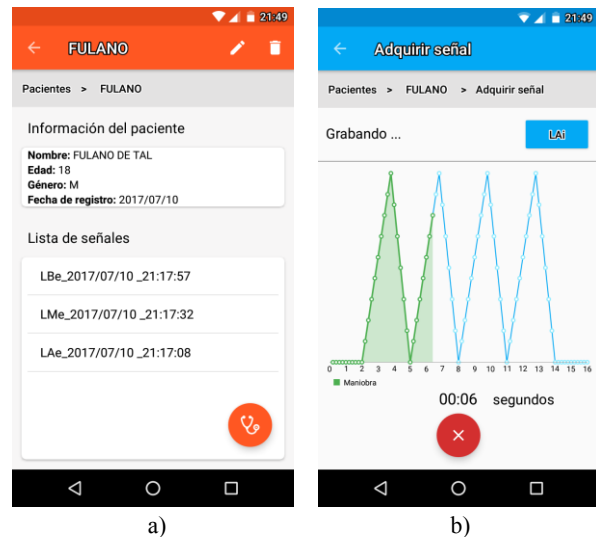


Fig. 2. Algunas actividades de la app móvil. a) Información y registros de un paciente existente. La adquisición de un nuevo registro se activa con el botón de acción flotante en la parte inferior de la pantalla. b) Adquisición de un registro. Se despliega una guía dinámica de la maniobra respiratoria a realizar.

El modelo TVAR de una señal estocástica discreta $s[n]$ está dado por

$$s[n] = - \sum_{k=1}^M a_k[n]s[n-k] + v[n] \quad (1)$$

donde M es el orden del modelo, el conjunto $\{a_k[n]\}_{k=1,\dots,M}$ representa los coeficientes TVAR al tiempo n , $s[n-k]$ representa muestras pasadas de $s[n]$ y $v[n]$ es un proceso de ruido blanco [13]. Nuestro sistema móvil estima los coeficientes TVAR con el algoritmo de mínimos cuadrados recursivo (RLS), el cual controla la influencia de los datos pasados con un factor de olvido, λ . Se ha propuesto que un orden $M = 4$ y un factor de olvido $\lambda = 0.97$ son adecuados para detectar crepitancias [4]. Una vez obtenidos los coeficientes TVAR, cambios abruptos en los mismos son detectados mediante umbralización y ventanas móviles de 40 ms de duración de las derivadas de los coeficientes, y mediante los máximos locales en la suma del valor absoluto de dichas derivadas.

E. Desempeño del detector de crepitancias

El desempeño se cuantificó empleando los índices de precisión (*Pre*) y sensibilidad (*Sen*) dados por

$$Pre = \frac{TP}{TP + FN + FP} \quad y \quad Sen = \frac{TP}{TP + FN} \quad (2)$$

donde TP indica los verdaderos positivos (detección correcta), FN son los falsos negativos (detección faltante), y FP son los falsos positivos (detección extra). El desempeño del estimador con los diferentes escenarios simulados se analizó vía un análisis de varianza (ANOVA) para datos repetidos, considerando $p < 0.05$ como significativo. Además, se cuantificó la diferencia entre la ubicación real del crepitante insertado y la ubicación obtenida con el detector automático implementado en la app.

III. RESULTADOS

En la Fig. 3 se muestra un segmento de sonido respiratorio real con estertores crepitantes insertados de manera aleatoria durante la inspiración, así como la evolución temporal de los coeficientes TVAR estimados por la app móvil. En el comportamiento temporal de los coeficientes puede observarse cambios abruptos o transientes en el valor de los coeficientes debido a la presencia de las crepitancias.

En la Fig. 4.a se ilustran los resultados de la detección de crepitancias obtenidos con la app móvil para una señal de sonidos respiratorios con estertores crepitantes insertados (factor de ganancia igual a 3.5). La gráfica superior muestra la señal a lo largo de toda la maniobra, mientras que la inferior permite visualizar un segmento seleccionado de forma táctil por el usuario. Además, se despliega un resumen de la detección para cada fase respiratoria mediante tablas, como se muestra en la Fig. 4.b, donde los renglones

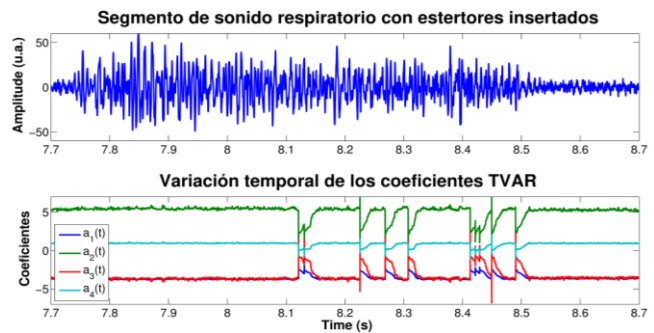


Fig. 3. Evolución temporal de los coeficientes del TVAR en un segmento de sonido respiratorio con crepitancias insertadas. Arriba: Sonido respiratorio. Abajo: Coeficientes TVAR estimados.

indican el ciclo respiratorio y las columnas la porción inicial (I), media (M) o final (F) de cada fase respiratoria.

En la Tabla I se presentan los resultados de la detección de crepitancias en términos de los índices de desempeño de la ecuación 2 para todos los registros analizados en cada conjunto de datos simulados. No se encontraron diferencias estadísticas significativas entre los desempeños obtenidos para los diferentes conjuntos de datos, i.e., factores de ganancia de los estertores insertados, $F(2,18) = 0.184$, $p = 0.834$ y $F(2,18) = 0.175$, $p = 0.841$ para la precisión y sensibilidad, respectivamente. Finalmente, se encontró que el error máximo entre la posición real del estertor y la posición estimada con el algoritmo fue de ± 1 muestra (equivalente a 0.1 ms), siendo la mediana igual a 0 muestras, para los tres conjuntos de datos simulados. Los errores en la estimación de las posiciones fueron 0.008 ± 0.216 ms (media \pm desviación estándar), 0.097 ± 0.378 ms y 0.123 ± 0.441 ms para los factores de 1.5, 2.5 y 3.5, respectivamente.



Fig. 4. Actividades de la app para desplegar los resultados de la detección de crepitancias. a) Despliegue gráfico de la detección automática. Los puntos rojos denotan la ubicación obtenida con el algoritmo en la app. b) Resumen de la detección.

Tabla I. Índices de desempeño del detector automático de crepitancias implementado en el smartphone (N=10).

Conjunto de datos (factor)	Crepitancias insertadas	TP	FN	FP	Pre	Sen
1.5	540	514	26	0	0.952 ± 0.031	0.952 ± 0.031
2.5	540	514	26	2	0.948 ± 0.028	0.952 ± 0.031
3.5	540	512	28	0	0.948 ± 0.036	0.948 ± 0.036

TP: detecciones correctas, FN: detecciones faltantes, FP: detecciones extras. Datos presentados globalmente para todos los registros.

Pre: precisión, Sen: sensibilidad. Datos presentados como media ± desviación estándar de todos los registros.

IV. DISCUSIÓN

En este trabajo, se han presentado algunos aspectos del desarrollo de un sistema móvil para la detección automática de estertores crepitantes empleando un smartphone, con particular énfasis en la evaluación de la etapa de detección mediante la generación de escenarios simulados que permitieran una evaluación cuantitativa del desempeño.

Los resultados obtenidos con los distintos escenarios simulados muestran la factibilidad de implementar un sistema CORSA portátil capaz de detectar crepitancias con distintas relaciones de señal-a-ruido. La detección de las crepitancias insertadas se realizó con precisión ($Pre > 0.94$) y sin sesgo, siendo el máximo error de una muestra. El sistema móvil propuesto permite al usuario registrar y analizar sonidos respiratorios de un nuevo paciente o de alguno ya existente, mediante una interfaz gráfica diseñada bajo recomendaciones de diseño actuales. La app proporciona una guía visual de selección del punto de auscultación, así como de la maniobra respiratoria. Además de presentar un resumen de los resultados de la detección, estos también se presentan de forma gráfica e interactiva.

Una de las desventajas del sistema propuesto, es la utilización de un cable de audio estándar para conectar el sensor acústico. Sin embargo, el diseño actual permite ser compatible con la gran mayoría de los smartphones actuales. A futuro, se plantea: 1) desarrollar una versión más eficiente de la aplicación, 2) implementar los perfiles de usuario *médico y paciente*, 3) incluir el acceso a una base de datos a través de internet, 4) desarrollar un sensor acústico inalámbrico mediante el protocolo Bluetooth®. Actualmente, se está trabajando en una versión modificada del algoritmo de detección para mejorar su desempeño. Paralelamente, se realiza la adquisición de sonidos respiratorios reales de pacientes con neumatías intersticiales difusas con el sistema propuesto, las cuales permitirán evaluar el desempeño del algoritmo en comparación con los resultados obtenidos por un médico especialista empleando el estetoscopio tradicional.

V. CONCLUSIONES

Aunque la auscultación no permite realizar un diagnóstico pulmonar definitivo, resulta una herramienta útil durante el primer contacto con el paciente. Consideramos que la fase de auscultación podría beneficiarse con el empleo de sistemas CORSA móviles, como el presentado en este trabajo, al permitir una detección automática de estertores

crepitantes que puede ser valorada por el médico en el lugar mismo del registro. Además, dadas sus características móviles y ubicuas, tales sistemas podrían permitir la obtención de bases de datos en condiciones demográficas difícilmente alcanzables con los sistemas CORSA actuales.

RECONOCIMIENTOS

Investigación financiada en parte por una beca de Maestría del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT).

BIBLIOGRAFÍA

- [1] D. Brooks and J. Thomas, "Interrater Reliability of Auscultation of Breath Sounds Among Physical Therapists," *Phys. Ther.*, vol. 75, no. 12, pp. 1082–1088, Dec. 1995.
- [2] P. Piirila and A. R. Sovijarvi, "Crackles: recording, analysis and clinical significance," *Eur. Respir. J.*, vol. 8, no. 12, pp. 2139–2148, Dec. 1995.
- [3] T. Kaisia, A. Sovijarvi, P. Piirilä, H.-M. Rajala, S. Haltsonen, and T. Rosqvist, "Validated method for automatic detection of lung sound crackles," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 29, no. 5, pp. 517–521.
- [4] S. Charleston-Villalobos, G. Dorantes-Méndez, R. González-Camarena, G. Chi-Lem, J. G. Carrillo, and T. Aljama-Corrales, "Acoustic thoracic image of crackle sounds using linear and nonlinear processing techniques," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 1, pp. 15–24, Jan. 2011.
- [5] "WHO | Global Observatory for eHealth series - Volume 3," *WHO*. [Online]. Available: http://www.who.int/goe/publications/ehealth_series_vol3/en/. [Accessed: 23-Aug-2016].
- [6] M. Fiordelli, N. Diviani, and P. J. Schulz, "Mapping mHealth Research: A Decade of Evolution," *J. Med. Internet Res.*, vol. 15, no. 5, p. e95, May 2013.
- [7] S. Kumar, W. Nilsen, M. Pavel, and M. Srivastava, "Mobile health: Revolutionizing healthcare through transdisciplinary research," *Computer*, no. 1, pp. 28–35, 2013.
- [8] B. A. Reyes, N. Reljin, Y. Kong, Y. Nam, S. Ha, and K. H. Chon, "Towards the Development of a Mobile Phonopneumogram: Automatic Breath-Phase Classification Using Smartphones," *Ann. Biomed. Eng.*, pp. 1–14, Feb. 2016.
- [9] C. Uwaoma and G. Mansingh, "Towards Real-Time Monitoring and Detection of Asthma Symptoms on Resource-Constraint Mobile Device," in *2015 12th Annual IEEE Consumer Communications and Networking Conference (CCNC)*, 2015, pp. 47–52.
- [10] C. Uwaoma and G. Mansingh, "Detection and classification of abnormal respiratory sounds on a resource-constraint mobile device," *Int. J. Appl. Inf. Syst.*, vol. 7, no. 11, pp. 35–40, 2014.
- [11] D. Chamberlain, J. Mofor, R. Fletcher, and R. Kodgule, "Mobile stethoscope and signal processing algorithms for pulmonary screening and diagnostics," in *2015 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*, 2015, pp. 385–392.
- [12] B. M. G. Cheetham, G. Charbonneau, A. Giordano, P. Helisto, and J. Vanderschoot, "Digitization of data for respiratory sound recordings," *Eur. Respir. Rev.*, vol. 10, no. 77, pp. 621–624, 2000.
- [13] S. O. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, 4 edition. Upper Saddle River, N.J.: Prentice Hall, 2001.