

# Sistema de adquisición de sonidos respiratorios

Irwin A. Díaz-Díaz ‡, Luis Alejandro Márquez Martínez †, Ricardo Núñez†

‡Laboratorio de Sistemas Híbridos, División de Matemáticas Aplicadas

Instituto Potosino de Investigación Científica y Tecnológica (IPICYT)

Camino a la Presa San Jose 2055, Col. Lomas 4ta Seccion

San Luis Potosi, 78216, SLP Mexico Email: irwin.diaz@ipicyt.edu.mx <http://www.ipicyt.edu.mx>

† Laboratorio de Control, Departamento de Electrónica y Telecomunicaciones, CICESE

Carr. Ensenada-Tijuana 3918, Zona Playitas, Ensenada, B.C., Mexico, 22860

<http://www.cicese.edu.mx/>

**Resumen**—La auscultación pulmonar ha sido uno de los procedimientos clínicos más usados para explorar el estado de los pacientes. Sin embargo, es una técnica de carácter subjetivo, siendo común encontrar descripciones diferentes de los sonidos respiratorios. En este trabajo, el desarrollo de un sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR) es descrito. El sistema se constituye de circuitería y programación, y se administra por medio de una computadora personal. El circuito de conformación de señal registró una respuesta plana entre las frecuencias de 200Hz y de 2kHz, lo cual asegura la adecuada adquisición de los sonidos respiratorios. Las ventajas de este sistema son arquitectura abierta, implementación fácil, bajo costo y consumo de potencia.

**Palabras clave:** sonidos pulmonares, auscultación pulmonar, estetoscopio electrónico.

## I. INTRODUCCIÓN

Hay un creciente interés en el análisis no lineal de los sonidos respiratorios (SR), pero poco se ha hecho para justificar el uso de técnicas no lineales en los SR adquiridos. Para poder realizar un análisis adecuado de la señal debemos asegurarnos que ésta sea adquirida sin sufrir alteraciones (e.g. atenuación, captación de ruido eléctrico, etc.) desde su origen hasta el convertidor analógico-digital (CAD). Los SR (sonidos pulmonares y traqueales) son producidos por el movimiento del aire en las vías respiratorias, ellos dan información del estado del pulmón de una manera no invasiva. Los SR son adquiridos mediante un estetoscopio y éste tiene algunas limitaciones ya que el procedimiento de auscultación es subjetivo y depende de la experiencia del médico para diferenciar entre los diferentes patrones de sonido (e.g. sonidos cardiacos, respiratorios, ruido ambiental). Además, el estetoscopio acústico tiene una respuesta de frecuencia que atenúa las componentes de frecuencia de la señal de los sonidos pulmonares abajo de 120Hz y el oído humano no es muy sensible a bajas frecuencias (Sovijärvi *et al*, 2000); sin embargo, hay un gran espectro de sonidos respiratorios que ocurren en frecuencias mayores a los 400Hz (Sánchez, 2003).

En México, las enfermedades respiratorias son la principal causa de muerte de niños de 1 a 4 años, y la segunda para infantes menores a un año (SINAIS, 2012). Por ello,

resulta interesante estudiar la viabilidad del desarrollo de un sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR) con fines de investigación y poder determinar la presencia o no de atractores caóticos ante ciertas enfermedades respiratorias (neumonía, enfisema, asma, etc.). Un primer paso para desarrollar un SASR consiste en diseñar un sistema de adquisición de señales acústicas. Éste puede ser utilizado para generar una base de grabaciones de auscultaciones, asociada a datos clínicos. Una vez obtenida esta base de datos, se podrán analizar diversas características de las señales (e.g., firmas espectrales, exponentes de Lyapunov y la existencia o no de atractores caóticos) y determinar su correlación con algunas enfermedades pulmonares, particularmente en infantes.

En la literatura (Polat y Güler, 2004, Rossi *et al*, 2000, Vannuccini *et al*, 2000), podemos encontrar los resultados de un grupo de trabajo europeo, el cual se dedicó a proponer lineamientos que deberían cumplir los sistemas de adquisición de señales respiratorias. También, se han propuesto algunos sistemas de adquisición, ya sea basados en computadora y tarjeta de adquisición, utilizando programación en Matlab y Turbo Pascal para el procesamiento de la señal (González-Camarena *et al*, 1997), o el programa DasyLAB (Polat y Güler, 2004) o por sistemas de adquisición acoplados a iPods (Thinklabs, 2012). Sin embargo, todos estos sistemas son cerrados y no se puede conocer el procesamiento que se le ha dado a la señal ni puede modificarse, lo que motiva el desarrollo de un sistema propio. Respecto a la dinámica caótica de los SR se han realizado investigaciones de la estacionariedad, linealidad y dinámica caótica de los sonidos pulmonares, teniendo resultados parcialmente ambiguos, pero se mostró evidencia de la dinámica caótica de los sonidos respiratorios al mostrar comportamiento caótico el espectro de Lyapunov, la correlación de dimensión ( $D_2$ ) y la dimensión Kaplan-Yorke (Ahlstrom *et al*, 2006). Por otro lado, el análisis fractal a resultado ser útil para la extracción de ciertas características de los sonidos pulmonares, tales como crepitanancias y sibilancias (Hadjileontiadis y Rekanos, 2003, Lazareck y Moussavi, 2004). También se ha visto que los sonidos traqueales pueden tener un posible comportamiento caótico

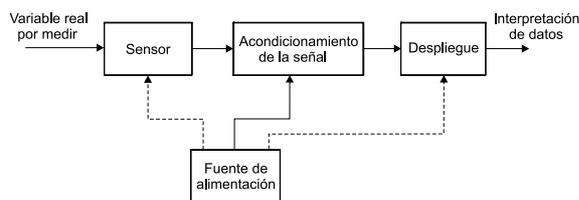


Figura 1. Sistema de instrumentación básico.

debido al ruido por cavitación, el cual es caótico (Ahlstrom *et al*, 2006).

En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema de adquisición de sonidos respiratorios SASR. Nuestro objetivo es desarrollar una herramienta de auscultación proponiendo un dispositivo con arquitectura abierta con alto valor científico y de diagnóstico.

Este trabajo es presentado de la siguiente manera. En la Sección II se dan las preliminares necesarias para realizar el SASR. La Sección III presenta los principios de diseño para diseñar el CASR. A continuación, en la Sección IV se presenta la selección de componentes y sus características. En la Sección V se muestran resultados experimentales del SASR y, para finalizar, la Sección VI presenta las conclusiones de este trabajo.

## II. PRELIMINARES

El SASR está constituido de dos partes: un circuito de acondicionamiento de sonidos respiratorios (CASR) y un programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR).

### II-A. Sistema de instrumentación

En general, un sistema de instrumentación (Norton, 1989) consta de un sensor, de un circuito de acondicionamiento de la señal, de un dispositivo de despliegue y de fuentes de alimentación (ver Figura 1). Para el caso particular, la señal proviene del humano y por ende, resulta ser la principal diferencia entre los diversos sistemas de instrumentación médicos y los convencionales.

### II-B. Ruidos respiratorios por medir y sus frecuencias

En (Sánchez, 2003) se describen los diferentes tipos de sonidos respiratorios (normales y adventicios) y sus principales características acústicas (e.g., alcance de frecuencia y duración). En vista de las frecuencias observadas y de la incorporación del ruido eléctrico, es muy conveniente limitar el ancho de banda del canal de medición a solo las frecuencias en las que se presentan los sonidos respiratorios de interés por supervisar. La Tabla I muestra los tipos de sonidos respiratorios y sus alcances de frecuencia.

### II-C. Descripción general del SASR

El SASR implementado se constituye por el CASR y por un programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR) encargado de administrar la base de datos. La Figura 2, muestra el diagrama a bloques del sistema mencionado.

TABLA I

TIPOS DE SONIDOS RESPIRATORIOS Y ALCANCES DE FRECUENCIA.

Ruidos respiratorios	Características acústicas
<b>Ruidos normales:</b>	
<b>Sonidos pulmonares</b>	100 – 800Hz
<b>Sonidos traqueales</b>	200 – 1500Hz (tipo senoidal)
<b>Ruidos adventicios:</b>	
<b>Sibilancias</b>	100 – 1000Hz (tipo senoidal)
<b>Roncos</b>	< 300Hz duración, >100ms
<b>Crepitaciones</b>	Ondas explosivas duración >100ms
<b>Estridor</b>	Frecuencia musical de 200 – 1500Hz duración >250ms
<b>Quejido</b>	Frecuencia musical de 200 – 1200Hz duración >250ms

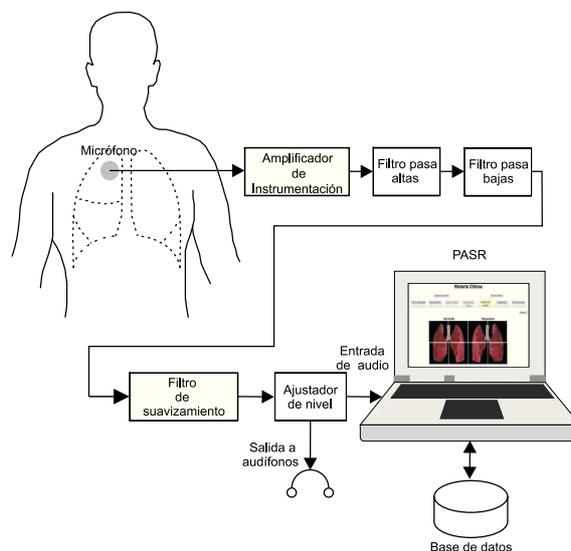


Figura 2. Diagrama a bloques del SASR.

La circuitería consiste de un sensor (micrófono con cámara acoplada), un amplificador de instrumentación (AI) y algunos filtros; todos ellos acondicionan la señal, para después digitalizarla en la computadora. El micrófono transforma las ondas acústicas de la pared del pecho o espalda en variaciones de voltaje. El amplificador aumenta la amplitud de la señal adquirida por el micrófono. Se utiliza una combinación de filtro pasa altas (FPA) y filtro pasa bajas (FPB) en cascada, para limitar la señal a las frecuencias de interés. El propósito de utilizar un FPA es reducir los ruidos producidos por el corazón, los músculos y otras fuentes de baja frecuencia (generados por contacto o el ambiente). El FPB es de antiensamblaje y se utiliza para evitar el traslape espectral. El PASR realiza la adquisición de los sonidos respiratorios (mediante la entrada de audio de la computadora personal), lleva la historia clínica del paciente en proceso de auscultación y diagnóstico. Además,

administra la base de datos, lo que sirve para relacionar las señales adquiridas con los síntomas presentados por el paciente y para conocer los tipos de sonidos registrados (e.g., sibilancias, crepitancias, etc.) en la señal.

### III. PRINCIPIOS DE DISEÑO

El micrófono debe presentar una respuesta plana dentro del alcance de interés (e.g., de 200 a 2000Hz). Su sensibilidad debe ser lineal e independiente de la frecuencia, presión estática y dirección del sonido. El AI debe contar con: ganancia constante en la banda de interés, bajo ruido, bajo consumo de potencia y una tasa de rechazo al modo común (TRMC) mayor a 100dB. Se selecciona un amplificador de éste tipo, puesto que sus características y especificaciones son las más apropiadas para cumplir los requerimientos de diseño de la aplicación en puerta. Dado que el ancho de banda comúnmente usado para sonidos respiratorios va de 60Hz a 2kHz, para auscultaciones en el pecho (sonidos pulmonares), y de 60Hz a 4kHz, para cuando son adquiridos en la tráquea (Vannuccini *et al*, 2000), se utiliza una configuración de FPA y FPB en cascada para adecuar más eficientemente el canal de medición. El filtro pasa altas (FPA) reduce las distorsiones (de frecuencia) en la señal producidas por cambios de presión en la campana del sensor (movimiento del paciente, sonidos cardiovasculares o de los músculos o ruidos externos de baja frecuencia). La frecuencia de corte debe de situarse entre 30 y 150Hz (Earis y Cheetham, 2000). Los rizados en la banda pasante deben de ser lo más pequeños posible, la respuesta de fase debe de ser lineal, para no deformar las formas de onda de crepitancias u otras señales de tipo transitorio con un amplio ancho de banda y de duración corta. El FPA debe de atenuar al menos con 60dB/dec (Vannuccini *et al*, 2000). Un filtro que cumple con estos requisitos es el Bessel. El filtro pasa bajas es un filtro de antiemascaramiento, sirve para evitar el traslape espectral de la señal digitalizada. La frecuencia de corte debe situarse entre 1600 y 3000Hz (Earis y Cheetham, 2000). Los rizados en la banda pasante no están permitidos. Debe de atenuar al menos con 160dB/dec. Un filtro que cumple con estos requisitos es el Butterworth.

### IV. SELECCIÓN DE COMPONENTES Y CARACTERÍSTICAS

La selección de componentes se hizo de acuerdo a las características descritas en la sección anterior.

#### Micrófono

Se selecciona un micrófono de la marca Knowles Electronics modelo FC-23329-P07 de condensador omnidireccional. Presenta una respuesta plana en frecuencia (Figura 3) y una sensibilidad excepcionalmente baja a la vibración, además de ser el más pequeño del mundo en su tipo, lo cual lo hace ideal para la aplicación particular.

#### Amplificador de instrumentación

Se selecciona el amplificador de instrumentación de precisión y de baja potencia INA128 (Burr-Brown); el voltaje de ruido es  $8nV/\sqrt{Hz}$  para el alcance de operación. La

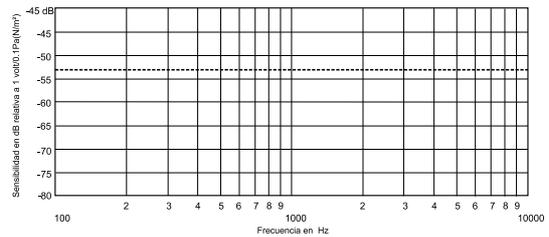


Figura 3. Respuesta en frecuencia del micrófono.

TRMC es de 125dB (típica) cuando la ganancia es de 100. La resistencia que determina la ganancia se calcula de acuerdo a:

$$R_G = \frac{49,4[k\Omega]}{G - 1} \quad (1)$$

donde  $G$  es la ganancia deseada.

#### Filtros

El FPA es un filtro Bessel de 6° orden; se implementó utilizando el amplificador operacional TL084 que presenta entradas J-FET y bajo consumo de potencia. Se elige una frecuencia de corte de 90Hz.

El FPB está constituido por el circuito MAX291 de Maxim; es un filtro Butterworth de 8° orden de capacitores conmutados, la frecuencia de corte se selecciona mediante un capacitor externo conectado a la terminal CLK. El cálculo del valor del capacitor se realiza mediante:

$$C_{OSC}(pF) = \frac{10^5}{300f_c(kHz)} \quad (2)$$

Para el filtro de suavizamiento se utiliza uno Butterworth de 2° orden con una frecuencia de corte de 20kHz, el cual se recomienda en la hoja de datos del MAX291 con la idea de eliminar el ruido de alta frecuencia producido por la conmutación ( $f_c \cong 200kHz$ ) de los capacitores.

Para la administración del CASR, el lenguaje de programación PHP, en conjunto con el manejador de base de datos MySQL son elegidos para desarrollar el PASR. El PASR administra el CASR, guarda el registro del paciente y médico que lo ausculta y permite la elaboración de la historia clínica del paciente conteniendo: datos generales del paciente, antecedentes, cuadro clínico, exploración física, captura de sonido, diagnóstico y observaciones.

El SASR implementado se muestra en la Figura 4. El CASR cuenta con salidas para audífonos y la tarjeta de audio de una computadora.

### V. RESULTADOS EXPERIMENTALES

Para caracterizar el comportamiento del CASR, sin incluir al micrófono, se hace uso de: una computadora personal (Pentium IV con Windows 2000), la tarjeta de adquisición DS1104 R&D de dSPACE y un generador de funciones 33220A de Agilent. Se realiza un barrido lineal de frecuencia (mediante una señal chirp) de 10Hz a 10kHz, realizando adquisiciones tanto de la entrada como de la

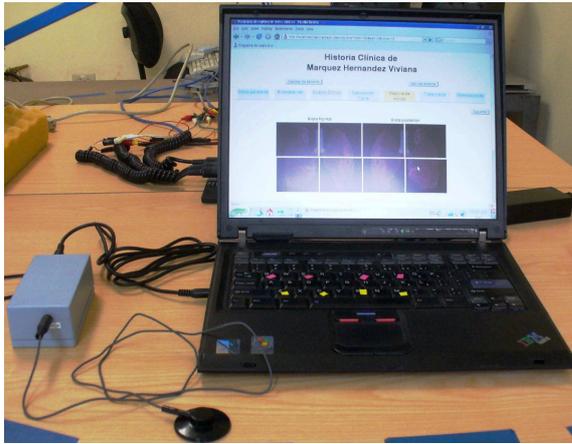


Figura 4. Sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR).

salida del circuito (Franklin *et al*, 1990), para obtener la función de transferencia en los dos alcances de frecuencias propuestos.

Los resultados se muestran en la Figura 5, y como se puede observar el CASR presenta una respuesta plana de 200Hz a 2kHz (Figura 5a, alcance mínimo) y de 200Hz a 4kHz (Figura 5b, alcance máximo).

En un consultorio médico, con ayuda de un pediatra, se realiza la adquisición del sonido respiratorio con el SASR de una paciente de 3 años y 11 meses de edad. En la historia clínica se reporta rudeza respiratoria y aparente espiración. La adquisición fue realizada en la parte frontal inferior del pulmón derecho. En la Figura 6 y 7 se muestra, la señal adquirida del sonido respiratorio y el cálculo de su espectro respectivamente. Como puede observarse, las frecuencias del espectro calculado coinciden con las de los sonidos respiratorios (ver Tabla I) de un adulto sano.

## VI. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó el desarrollo de un sistema de adquisición de sonidos respiratorios. El CASR es reconfigurable, simple, de bajo consumo de potencia y bajo costo. Además, amplifica la señal y la atenúa a las frecuencias de interés para sonidos respiratorios (105-1950Hz 105-3900Hz). La versión del instrumento desarrollado es confiable y de operación sencilla. El resultado de las pruebas realizadas en el laboratorio lo demuestra. El SASR forma la infraestructura básica para el inicio de un proyecto ambicioso, que consiste en el diseño y construcción de un sistema de monitoreo para pacientes con problemas respiratorios. En la actualidad se siguen realizando adquisiciones para tener una base de sonidos respiratorios más completa y analizar características de las señales, tales como exponentes de Lyapunov y la existencia o no de atractores caóticos.

## VII. AGRADECIMIENTOS

Irwin A. Díaz-Díaz agradece al CONACyT por la beca otorgada para sus estudios de Maestría.

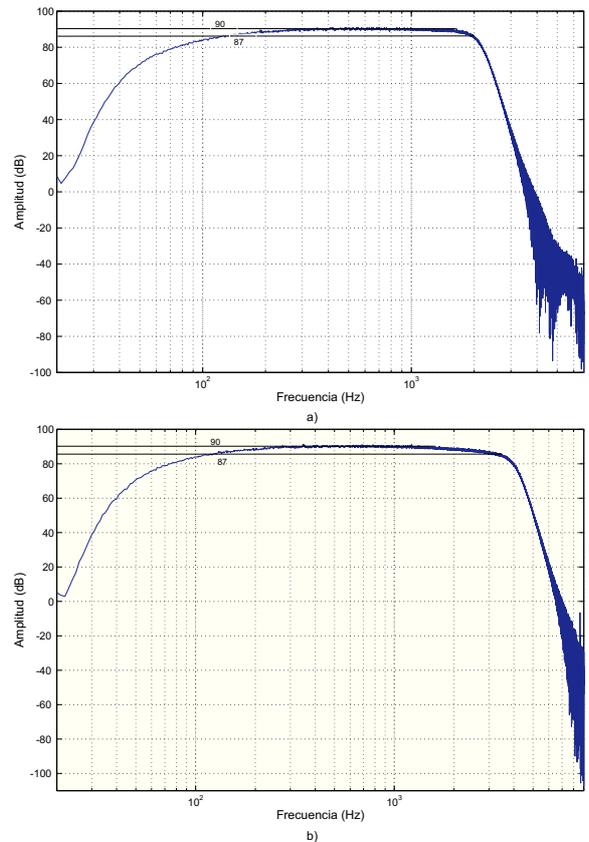


Figura 5. Respuesta del CASR: a) 2kHz y b) 4kHz.

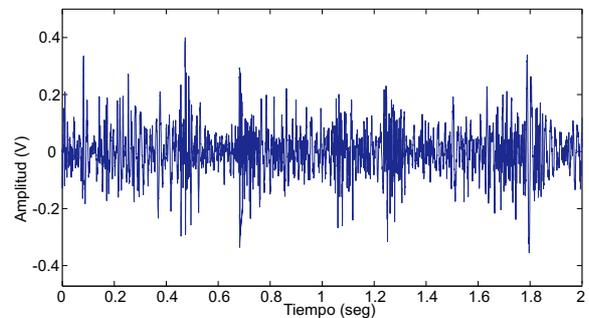


Figura 6. Señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR.

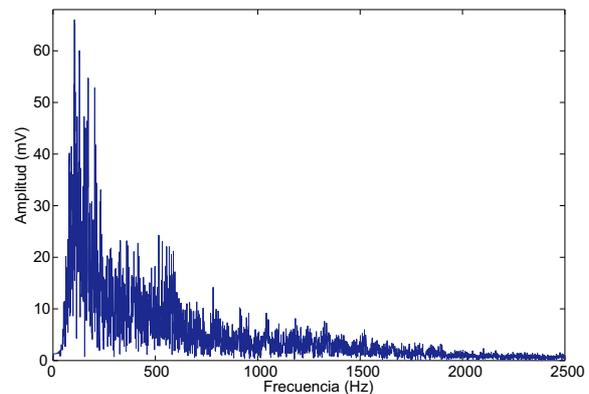


Figura 7. Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR.

## REFERENCIAS

- [1] González Camarena, R., Carrasco Sosa, S., Charleston Villalobos, S., Gaitán González, JM., Ramos Martínez, GR., Chi Lem, G. Pérez Padilla, JR. 1997. *Sistema para el análisis cuantitativo de los sonidos respiratorios*. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 18(2): 7–24p.
- [2] Sovijärvi A.R.A., Vandeschoot J., Earis J.E. 2000. *Standardization of computerized respiratory sound analysis*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 585p.
- [3] Sánchez D. I. 2003. *Aplicaciones clínicas del estudio objetivo de los ruidos respiratorios en pediatría*. Rev Chil Pediatr, 74(3): 259–268p.
- [4] Sovijärvi A.R.A., Malmberg L.P, Charbonneau G., Vandeschoot J., Dalmaso F., Sacco C., Rossi M., Earis J.E. 2000. *Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 591–596p.
- [5] Sistema Nacional de Información en Salud, <http://sinais.salud.gob.mx/mortalidad/>, [Online], 2011.
- [6] Polat Hüseyin y Güler Inan, “A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds,” *Journal of Medical Systems*, vol. 28 no. 6, pp. 665–672, 2004.
- [7] Rossi M., Sovijärvi A.R.A., Piirila P., Vannuccini L., Dalmaso F., Vandeschoot J., “Environmental and subject conditions and breathing manoeuvres for respiratory sound recordings,” *Eur. Respir. Rev. 2000*, vol. 10, no. 77, pp. 611–615, 2000.
- [8] Vannuccini L., Earis J.E., Helisto P., Cheatham B.M.G., Rossi M., Sovijärvi A.R.A., Vandeschoot J., “Capturing and preprocessing of respiratory sounds,” *Eur. Respir. Rev. 2000*, vol. 10, no. 77, pp. 616–620, 2000.
- [9] Polat Hüseyin y Güler Inan. 2004. *A simple computer-based measurement and analysis system of pulmonary auscultation sounds*. Journal of Medical Systems, 28(6): 665–672p.
- [10] <http://www.thinklabsmedical.com/> [Online] 2011.
- [11] Norton, H. N. 1989. *Handbook of transducers*. Prentice Hall. 554p.
- [12] Earis J.E., Cheatham B.M.G. 2000. *Current methods used for computerized respiratory sound analysis*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 586–590p.
- [13] Webster, J. G. 1995. *Medical instrumentation application and design*. Wiley, Segunda edición. 814p.
- [14] Franklin G. F., Powell J. D., Workman M. L. 1990. *Digital control of dynamic systems*. Addison Wesley, Segunda edición. 837p.
- [15] Ahlstrom C., Johansson A., Hult P., Ask P. 2006. *Chaotic dynamics of respiratory sounds*. Chaos, Sol and Frac. 2006; 29: 1054–1062p.
- [16] Hadjileontiadis, L.J.; Rekanos, I.T.; 2003. “Detection of explosive lung and bowel sounds by means of fractal dimension,” *Sig Process Lett, IEEE* , 2003; 10(10), pp.311-314.
- [17] Lazareck L, Moussavi Z., 2004, “Classification of normal and dysphagic swallows by acoustical means,” *IEEE Trans Biomed Eng*; 51(12): 2103–12p.