

TESIS DEFENDIDA POR  
**Irwin Allen Díaz Díaz**  
Y APROBADA POR EL SIGUIENTE COMITÉ

---

Dr. Luis Alejandro Márquez Martínez  
*Codirector del Comité*

---

M. C. Ricardo Francisco Núñez Pérez  
*Codirector del Comité*

---

Dr. Enrique Mitrani Abenchunchan  
*Miembro del Comité*

---

Dr. Pedro Negrete Regagnon  
*Miembro del Comité*

---

Dr. Luis Alejandro Márquez Martínez  
*Coordinador del programa de  
posgrado en Electrónica y  
Telecomunicaciones*

---

Dr. David Hilario Covarrubias  
Rosales  
*Director de Estudios de Posgrado*

24 de octubre de 2008

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA Y DE EDUCACIÓN SUPERIOR DE  
ENSENADA**



---

**PROGRAMA DE POSGRADO EN CIENCIAS  
EN ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES**

---

**DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE SONIDOS  
RESPIRATORIOS**

**TESIS**  
que para cubrir parcialmente los requisitos necesarios para obtener el grado de MAESTRO  
**EN CIENCIAS**

Presenta:  
**IRWIN ALLEN DÍAZ DÍAZ**

Ensenada, Baja California, México, Octubre 2008.

**RESUMEN** de la tesis de **Irwin Allen Díaz Díaz**, presentada como requisito parcial para la obtención del grado de MAESTRO EN CIENCIAS en ELECTRÓNICA Y TELECOMUNICACIONES con orientación en INSTRUMENTACIÓN Y CONTROL. Ensenada, Baja California. Octubre 2008.

### **Desarrollo de un sistema de adquisición de sonidos respiratorios**

Resumen aprobado por:

---

Dr. Luis Alejandro Márquez Martínez    M. C. Ricardo Francisco Núñez Pérez

*Codirector de Tesis*

*Codirector de Tesis*

En este trabajo se describe el desarrollo de un sistema de adquisición de sonidos respiratorios apegado a los criterios y normas internacionales. El sistema se constituye de circuitería y programación, y se administra por medio de una computadora personal. La circuitería está integrada por un micrófono con campana (acoplado por aire), un amplificador con ganancia de 100 y una etapa de filtraje analógico. 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. La programación está realizada en PHP y se apoya en el manejador de bases de datos MySQL. Sus principales funciones son: realizar la adquisición de los sonidos respiratorios (mediante la entrada de audio de la computadora personal) y llevar la historia clínica del paciente en proceso de auscultación y diagnóstico. El desempeño del sistema desarrollado se comparó y validó con un estetoscopio electrónico comercial de marca. Además, se probó en un laboratorio y en un consultorio médico con ayuda de un pediatra. El prototipo desarrollado está siendo usado para generar una base de datos que podrá ser utilizada tanto en la docencia clínica, como en el desarrollo de un sistema de monitoreo hospitalario.

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

**ABSTRACT** of the thesis presented by **Irwin Allen Díaz Díaz**, as a partial requirement to obtain the MASTER OF SCIENCE degree in ELECTRONICS AND TELECOMMUNICATIONS with orientation in INSTRUMENTATION AND CONTROL. Ensenada, Baja California, México October 2008.

### **Development of a respiratory sound acquisition system**

In this work, the development of a respiratory sound acquisition system is described. It is in conformity with international standards. The system is integrated by circuitry and software, and it is administrated through a personal computer. The circuitry is constituted by an air-coupled microphone, an amplifier with a 100 gain and a stage of analog filtering. Since the signal conformation circuit showed a flat frequency response between 200Hz to 2kHz, it is suitable for respiratory sound acquisition. The software is realized in PHP altogether with the relational database management MySQL. Their principal functions are: perform the respiratory sound acquisition (by the audio input of the personal computer) and manage the patient's clinical history. The performance of the developed system was compared against the one of a commercial electronic stethoscope. In addition, it was tested in a laboratory and in a medical doctor's office with the help of a pediatrician. The developed prototype is being used for generating a data base, which could be used for medical training and in the development of a monitoring system.

**Keywords:** *lung sounds, pulmonary auscultation, electronic stethoscope.*

**A tí,**  
*que dejaste  
un inmenso vacío  
en nuestras vidas*

# Agradecimientos

A mi codirector de tesis Dr. Alejandro Márquez por ser un guía, acelerar el camino cuando fue necesario, y a pesar de sus ocupaciones, siempre hacer un espacio en su agenda para atenderme.

A mi codirector el Instructor Ricardo Núñez por su ayuda brindada incondicionalmente desde el inicio de esta aventura; su paciencia y orientación profesional ayudaron en la realización de la tesis.

Al Dr. Salvador Martínez Cabrera por las facilidades prestadas en su consultorio, el apoyo incondicional a la realización de la tesis y .

A los miembros del comité Dr. Enrique Mitrani y Dr. Pedro Negrete por sus comentarios y participación en el trabajo.

A la Ing. Yúnuen Zarza López quien, a pesar de la distancia siempre estuvo apoyandome en la realización de la programación.

A los profesores del posgrado por el conocimiento transmitido, en especial al M. en C. Moisés Castro por compartirme su manera de ver la electrónica y la vida.

A todos los compañeros del posgrado, y en especial con los que mostraron su apoyo incondicional en la maestría Antonio Candela, Aurelio Payan, César López, César Victorino, Jesús López, Obed Pérez.

A René Torres por su ayuda en la fabricación del circuito impreso.

A Gabriela Álvarez por su ayuda y compañía durante su estancia en el posgrado.

A los integrantes del equipo de futbol y volley ball.

A todo personal de CICESE por ayudarme en forma directa o indirecta en todo lo que ocupé en mi estancia.

A CONACyT y a CICESE por ayudarme a lograr una meta más en mi vida.

# Contenido

<b>Resumen en español</b>	<b>I</b>
<b>Resumen en inglés</b>	<b>II</b>
<b>Dedicatoria</b>	<b>III</b>
<b>Agradecimientos</b>	<b>IV</b>
<b>Contenido</b>	<b>V</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de tablas</b>	<b>IX</b>
<b>I. Introducción</b>	<b>1</b>
I.1. Antecedentes . . . . .	2
I.2. Objetivo general . . . . .	3
I.3. Objetivos particulares . . . . .	3
I.4. Motivación . . . . .	3
I.5. Organización de la tesis . . . . .	4
<b>II. Semiología del aparato respiratorio</b>	<b>5</b>
II.1. Sistema respiratorio . . . . .	5

---

II.1.1. Auscultación . . . . .	7
II.2. Sonidos pulmonares . . . . .	9
II.2.1. Estertores pulmonares . . . . .	10
II.3. Enfermedades respiratorias comunes . . . . .	12
II.4. Resumen . . . . .	14
<b>III. Estetoscopio</b>	<b>15</b>
III.1. Estetoscopios acústicos o clásicos . . . . .	17
III.2. Estetoscopios electrónicos . . . . .	18
III.3. Resumen . . . . .	20
<b>IV. Circuito de adquisición de sonidos respiratorios (CASR)</b>	<b>21</b>
IV.1. Ruidos respiratorios por medir y sus frecuencias . . . . .	21
IV.2. Descripción general . . . . .	22
IV.3. Características . . . . .	24
IV.4. Funcionamiento . . . . .	26
IV.4.1. Sensor . . . . .	26
IV.4.2. Amplificador de instrumentación . . . . .	28
IV.4.3. Filtros . . . . .	28
IV.5. Diagrama esquemático y mascarillas del circuito impreso del CASR . . . . .	29
IV.6. Caracterización del CASR . . . . .	29
IV.7. Resumen . . . . .	33
<b>V. Programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR)</b>	<b>36</b>
V.1. Análisis del programa . . . . .	36
V.1.1. Requerimientos . . . . .	37
V.1.2. Casos de uso . . . . .	38
V.2. Implementación del PASR . . . . .	40
V.2.1. Lenguaje de programación . . . . .	41

---

V.2.2.	Base de datos . . . . .	41
V.3.	Funcionalidad del PASR . . . . .	41
V.3.1.	Acceso al PASR . . . . .	41
V.3.2.	Registro paciente . . . . .	42
V.3.3.	Registro médico . . . . .	44
V.3.4.	Historia Clínica . . . . .	44
V.4.	Resumen . . . . .	47
<b>VI.</b>	<b>Pruebas del CASR y del SASR</b>	<b>48</b>
VI.1.	Pruebas de laboratorio . . . . .	48
VI.1.1.	Material y equipo . . . . .	48
VI.1.2.	Montaje experimental . . . . .	49
VI.1.3.	Respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio electrónico Thinklabs . . . . .	50
VI.1.4.	Aplicación de un tono al CASR y al estetoscopio electrónico Thin- klabs . . . . .	51
VI.2.	Auscultación de pacientes . . . . .	51
VI.2.1.	Auscultación de un adulto con el CASR . . . . .	51
VI.2.2.	Auscultaciones de infantes con el SASR . . . . .	53
VI.3.	Conclusiones del capítulo . . . . .	59
VI.4.	Resumen . . . . .	59
<b>VII.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>60</b>
VII.1.	Aportaciones . . . . .	61
VII.2.	Trabajo futuro . . . . .	61

# Lista de Figuras

1.	Esquema del sistema respiratorio. . . . .	7
2.	Relación entre las estructuras anatómicas de las paredes anterior y posterior con los correspondientes lóbulos pulmonares. . . . .	9
3.	Primeros estetoscopios monoaurales: a) estetoscopios de Cummanns y b) de Allisons. . . . .	16
4.	Partes de un estetoscopio. . . . .	16
5.	Respuesta en frecuencia típica de un estetoscopio acústico. . . . .	18
6.	Respuesta en frecuencia de los estetocopios acústico y estetocopio electrónico (Cardionics modelo E-Scope) [Cardionics, 2008]. . . . .	19
7.	Sistema de instrumentación básico. . . . .	22
8.	Diagrama a bloques del sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR). . . . .	22
9.	Respuesta en frecuencia del micrófono Knowles modelo FG-23329-P07. . . . .	27
10.	Diagrama esquemático del CASR. . . . .	30
11.	Mascarillas del circuito impreso: a) distribución de componentes, b) capa de componentes (plano de tierra analógico) y c) capa de pistas. . . . .	31
12.	Acabado del prototipo del CASR, vista: a) exterior y b) interior. . . . .	32
13.	Esquema de medición utilizado para caracterizar al CASR. . . . .	34
14.	Respuesta del CASR en sus dos alcances de operación: a) 2kHz (mínimo) y b) 4kHz (máximo). . . . .	35

---

15.	Casos de uso del PASR. . . . .	38
16.	Pantalla de acceso al PASR. . . . .	42
17.	Pantalla menú a) primera vez y b) con pacientes registrados. . . . .	43
18.	Pantalla registro paciente. . . . .	44
19.	Pantalla registro médico. . . . .	45
20.	Pantalla historia clínica. . . . .	45
21.	Pantalla exploración física. . . . .	46
22.	Pantalla captura de sonido. . . . .	47
23.	Montaje realizado para obtener la respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio Thinklabs. . . . .	49
24.	Respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio Thinklabs. . . . .	50
25.	Salida del CASR y del estetoscopio Thinklabs al aplicarles una señal senoidal de 600Hz. . . . .	51
26.	Señal de sonido respiratorio adquirida con el CASR de un adulto sano. . . . .	52
27.	Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el CASR de un adulto sano. . . . .	53
28.	Sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR). . . . .	54
29.	Utilización del SASR en el consultorio médico. . . . .	55
30.	Señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de una infante. . . . .	56
31.	Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de una infante. . . . .	56
32.	Señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de un infante. . . . .	57
33.	Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de un infante. . . . .	57
34.	Señal adquirida con el estetoscopio Thinklabs de un infante. . . . .	58
35.	Espectro de la señal adquirida con el estetoscopio Thinklabs de un infante. . . . .	58

# Lista de Tablas

I.	Tipos de sonidos respiratorios y sus características acústicas principales [Sánchez D., 2003]. . . . .	23
II.	Sensibilidad del micrófono Knowles modelo FC-23329-P07. . . . .	27
III.	Elementos de un diagrama de casos de uso. . . . .	39
IV.	Documento de caso de uso. . . . .	39
V.	Alcances de los datos en infantes de la pantalla exploración física. . . . .	46

# Capítulo I

## Introducción

La auscultación de los sonidos respiratorios presenta grandes ventajas como procedimiento de diagnóstico clínico, ya que por su facilidad de realización y ausencia de riesgos para la salud de las personas es factible de practicar en cualquier paciente, independientemente de su edad y estado de salud. Sin embargo, la auscultación con el estetoscopio tiene algunas limitaciones. Es un proceso subjetivo que depende de la experiencia y habilidad del médico para diferenciar entre los diferentes patrones de sonido (e.g., sonidos cardíacos, respiratorios, ruido ambiental). Este hecho dificulta tanto el seguimiento de la evolución de los pacientes como las comparaciones entre el mismo o diferentes médicos, debido al carácter subjetivo de dichas descripciones [González Camarena *et al*, 1997]. En los infantes no es fácil realizar mediciones cuantitativas o realizar un registro permanente de una auscultación en forma documental, y también es difícil el monitoreo a largo plazo o la correlación de los sonidos respiratorios con otras señales fisiológicas [Sovijärvi *et al*, 2000]. Por otra parte, 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 D., 2003]. Es por esto que la auscultación pulmonar puede beneficiarse de una representación más amplia de los sonidos

que se producen.

## **I.1. Antecedentes**

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, 2007]. Durante su hospitalización, existe una necesidad de supervisar constantemente la evolución del estado de salud. Desgraciadamente y en la mayoría de los casos, las enfermeras no están capacitadas para valorar el estado de evolución de una enfermedad respiratoria usando el estetoscopio, por lo que se requiere la supervisión continua de un médico. Esta situación, ideal, en general no es posible. Por ello, resulta interesante estudiar la viabilidad del desarrollo de un aparato que pueda llevar a cabo dicha supervisión y produzca algún tipo de aviso o alarma en caso necesario.

Un primer paso para desarrollar un monitor automático 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.

Actualmente, se cuenta con el apoyo de un pediatra para establecer los requerimientos específicos que como usuario esperaría del sistema en desarrollo, así como el apoyo para tomar las mediciones y datos clínicos en pacientes, tanto en un consultorio como en un medio hospitalario.

En la literatura, 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 [CORSA, 2000]. 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, 2007]. 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.

## **I.2. Objetivo general**

Desarrollar un sistema de adquisición de señales acústicas de auscultaciones pulmonares de infantes.

## **I.3. Objetivos particulares**

- Desarrollar un instrumento para lograr la adquisición de la señal acústica respiratoria.
- Comparar sus desempeños cualitativo y cuantitativo con los de un instrumento comercial afín.
- Desarrollar un programa que trabaje en conjunto con el instrumento para obtener grabaciones de señales acústicas, que permita generar una base de datos y relacione las señales adquiridas a los síntomas más relevantes.
- Probar el instrumento en el campo de su aplicación, i.e., en un consultorio médico.

## **I.4. Motivación**

Varios son los puntos que motivan el desarrollo de este trabajo:

- Actualmente no existe una base de datos que asocie las grabaciones de auscultaciones con los síntomas.

- Los sistemas de adquisición de señales respiratorias que hay en el mercado son cerrados, por lo cual no es posible realizarles modificaciones.
- No depender de tecnología extranjera.

## **I.5. Organización de la tesis**

En el Capítulo II, se abordan los conceptos básicos de la medicina necesarios para familiarizarse con los diferentes tipos de sonidos respiratorios que se presentan en una auscultación. También se da una breve descripción de las principales enfermedades respiratorias en infantes.

En el Capítulo III, se presenta el principio de funcionamiento y las partes que conforman los estetoscopios acústicos convencionales. Además se presentan estetoscopios electrónicos de diferentes fabricantes y sus características.

En el Capítulo IV, se presentan los requerimientos para la realización del sistema, así como la descripción de los módulos que integran el sistema.

En el Capítulo V, se describen los requerimientos básicos para la elaboración de la base digital de datos, así como el perfil de usuario. Se indican las razones por las que se eligió el lenguaje de programación y el tipo de base de datos utilizados.

En el Capítulo VI, se presentan las evaluaciones experimentales del sistema en laboratorio y los resultados obtenidos al probarlo en pacientes.

Por último, se exponen las conclusiones y aportaciones de esta tesis, así como también las recomendaciones para el trabajo futuro.

# Capítulo II

## Semiología del aparato respiratorio

Se llama semiología (del griego *σημειον*, signo; *λόγος*, tratado) o *semiótica* al capítulo de la patología general que se ocupa del estudio de los signos y síntomas de las enfermedades. Los *signos* son manifestaciones objetivas, físicas (exantemas, modificaciones del pulso, dilatación cardíaca, etc.) o químicas (albuminuria, hiperglucemia) que se reconocen al examinar al enfermo, y los *síntomas* son los trastornos subjetivos (molestias, dolor, etc.) que el paciente experimenta y el médico no suele percibir o le es difícil comprobar y a cuyo conocimiento llega sobre todo por medio del interrogatorio [Surós Forns, 1978]. Para el caso de nuestro interés es necesario primero conocer las partes que forman el sistema respiratorio, para poder comprender mejor la semiología del mismo.

### II.1. Sistema respiratorio

Es el sistema de nuestro cuerpo encargado de llevar el aire (oxígeno) que respiramos hacia nuestro interior para hacer posible el crecimiento y la actividad. Está formado por las siguientes partes (en la Figura 1 se muestra su ubicación):

- *Cavidades nasales*. Son dos, separadas por el tabique nasal. Su función es filtrar, calentar y humedecer el aire.

- *Faringe*. Conecta la nariz y la boca con la tráquea y el esófago, interviene en la respiración, deglución, fonación y audición.
- *Epiglotis*. Controla la entrada a la laringe, impidiendo el paso de alimento a las vías respiratorias durante la deglución.
- *Laringe*. En su interior se encuentran las cuerdas vocales, es la encargada de la fonación.
- *Tráquea*. Brinda una vía abierta al aire inhalado y exhalado desde los pulmones.
- *Pulmones*. Son dos masas esponjosas recubiertas por la pleura y con una fina capa de líquido para suavizar los movimientos respiratorios, realizan el intercambio gaseoso con la sangre.
- *Bronquios*. Forman los bronquiolos, conducen el aire desde la tráquea a los alvéolos.
- *Alvéolos*. En ellos se da el intercambio gaseoso entre el aire inspirado y la sangre para la oxigenación del organismo, su función es permitir el paso del oxígeno hacia los hematíes para luego ser expulsado en forma de  $CO_2$  en la espiración.
- *Bronquiolos*. Son las últimas ramificaciones de los bronquios dentro de los pulmones en forma de conducto flexible que se dilata para dejar pasar el aire.
- *Músculos intercostales*. Son músculos delgados que se encuentran situados en el plano más superficial de los espacios intercostales.
- *Diafragma*. Es un músculo que separa la cavidad torácica de la abdominal.

El sistema respiratorio se divide en dos sectores:

1. *Vías respiratorias altas o superiores (VRS)*: la nariz, la boca (que también forma parte del sistema gastrointestinal) y la faringe.
2. *Vías respiratorias bajas o inferiores (VRI)*: la laringe, la tráquea, los bronquios y los pulmones los cuales son los órganos propios del aparato respiratorio.

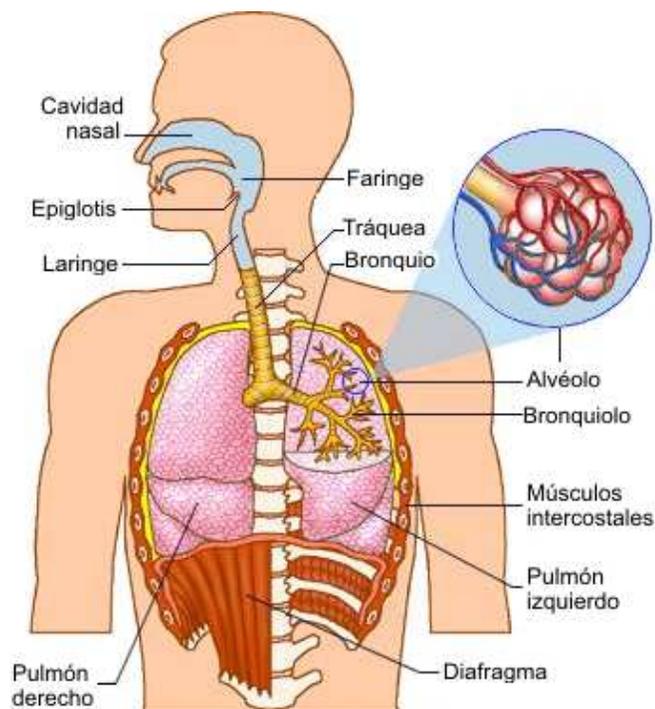


Figura 1: Esquema del sistema respiratorio.

El aire pasa desde la boca y la nariz hasta los pulmones a través de la vía respiratoria faríngea, laríngea, tráquea, bronquios, bronquiolos y alvéolos. Al final de cada pulmón hay unos pequeños sacos en forma de globo llamados alvéolos donde ocurre el proceso de intercambio gaseoso introduciendo el oxígeno y sacando el bióxido de carbono, completando el ciclo respiratorio; normalmente la inspiración es un poco más prolongada que la espiración [Sovijärvi *et al*, 2000].

### II.1.1. Auscultación

Como método de exploración clínica, consiste en la exploración auditiva de los sonidos respiratorios (normales o no) que producen los órganos, permite correlacionar esto con las distintas características fisiopatológicas de cada enfermedad. Se efectúa directamente con el oído o el estetoscopio aplicados sobre la piel del tórax. Estos sonidos pueden ser originados por el propio órgano (e.g., contracción cardíaca, borborigmos intestinales, etc.), pero sin que

éste tome su participación inmediata en su producción. Aunque Hipócrates ya conocía no sólo el ruido de succión que llevaba su nombre, sino también los roces pleuríticos, los cuales comparaba al crujido de un trozo de cuero. El descubrimiento de la auscultación se le atribuye a Laënnec (1781–1826) quien también fue el primero en emplear el estetoscopio.

De acuerdo a Suros Forns (1978), la auscultación puede realizarse mediante dos métodos:

- *Directo (inmediato)*. Es una técnica fácil que no requiere instrumental, puesto que sólo se aplica el oído ejerciendo cierta presión directamente sobre el cuerpo de la persona, obtienen los ruidos intensos y puros, evitando los agentes patógenos debido al roce del estetoscopio con la piel. Tiene el inconveniente de la excesiva proximidad con el paciente en que hay que colocarse; el localizar con poca exactitud el lugar donde radica la lesión (el tamaño reducido del estetoscopio permite señalar el sitio preciso); el no ser posible en ciertas regiones anatómicas, por ejemplo el plano anterior del tórax en la mujer.
- *Indirecto (mediato)*. Se realiza mediante el estetoscopio, es el método más empleado para eludir muchos de los inconvenientes que se han señalado para la auscultación directa.

Siempre es importante auscultar la zona del cuello y luego, en forma metódica, realizar la auscultación pulmonar. En la Figura 2a podemos observar la relación entre las estructuras anatómicas que conforman la parte anterior del tórax y los lóbulos pulmonares correspondientes; destacando los focos de auscultación con círculos. De la misma manera, en la Figura 2b se muestran las relaciones con la parte posterior.

Para poder integrar un diagnóstico más preciso de una enfermedad es necesario auscultar al paciente detenidamente en los distintos campos pulmonares, sin olvidar que en la cara anterior se pueden registrar con mayor intensidad los ruidos cardíacos.

Al realizar la auscultación algunas veces se le pide al paciente que inspire y espire profundamente o que repita la palabra “uno” con la finalidad de inspeccionar similitud de expansión

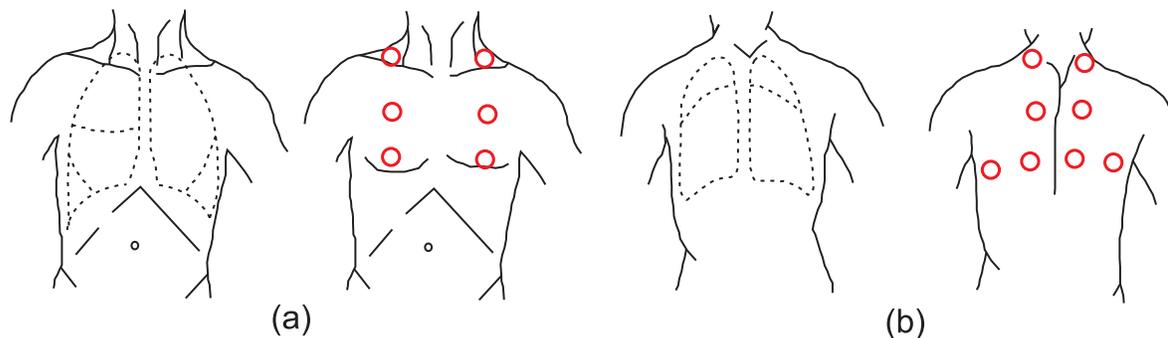


Figura 2: Relación entre las estructuras anatómicas de las paredes anterior y posterior con los correspondientes lóbulos pulmonares.

en ambos pulmones, palpar movimientos de amplexión y amplexación, percudir los sonidos mate y los diferentes ruidos respiratorios.

Para que la auscultación con un estetoscopio resulte eficiente influyen, aparte de la pericia y el oído del médico, el hábito de utilizarlo y realizarla en un ambiente silencioso. El cual es más factible lograrlo en un consultorio médico que en los medios hospitalarios con ruidos de fondo, debidos a factores humanos o instrumentales, que alcanzan niveles de 60–70dB. Se debe tener en cuenta que un sonido cardiaco apenas perceptible en completo silencio debe tener una intensidad 12 veces superior para ser oído con la misma claridad en la sala del hospital [Suros Forns, 1978].

## II.2. Sonidos pulmonares

Los sonidos pulmonares son los sonidos que se producen por las estructuras de los pulmones durante la respiración; estos sonidos están presentes en toda el área torácica, extendiéndose hasta por encima de la clavícula y la parte inferior de la caja torácica. Los sonidos pulmonares varían entre las personas, dependiendo de su edad, tamaño, lugar en donde se registre, pero en forma principal según el tipo de flujo aéreo que se genere, ya que los ruidos son flujo-dependientes. El tamaño corporal determina una influencia en los sonidos respiratorios, los niños tienen una calidad diferente de sonidos pulmonares, lo que se ha atribuido a

la transmisión acústica a través de una vía aérea más pequeña, menor parénquima pulmonar y una pared torácica más delgada [Sánchez D., 2003].

Cuando el médico ausculta el sistema respiratorio de un paciente, los pulmones pueden presentar varias categorías de sonidos respiratorios:

- *Normales*. Los únicos que se escuchan son los del murmullo vesicular; suelen ser apenas audibles, a menos que se pida al paciente que respire profundamente con la boca abierta para acentuar los ruidos que se escuchan. Otros sonidos normales son los del corazón, intestino, músculos y articulaciones (debido a movimiento).
- *Disminuidos o ausentes*. Son aquellos que no se perciben (son inaudibles) o que se escuchan con un volumen reducido al examinar los pulmones con el estetoscopio. Reflejan que hay una disminución del flujo de aire en una parte de los pulmones (segmento) o hay sobreinflación de una porción de los mismos, tal como sucede con un enfisema. Deficiencia que se produce por la presencia de aire o líquido alrededor de los pulmones o, en ocasiones, un incremento del grosor de la pared torácica.
- *Anormales o adventicios*. Son producto de las enfermedades o deficiencias respiratorias, también se les conoce como estertores pulmonares.

### II.2.1. Estertores pulmonares

Los estertores pulmonares son ruidos anómalos que acompañan a los sonidos respiratorios, modificados o no en sus caracteres. Se originan en los bronquios, el pulmón; o en la cavidad pleural (frotos pleurales). No hay unanimidad en su interpretación; se clasifican de acuerdo al lugar donde se originan. Para poder identificarlos se requiere de la experiencia del médico y es difícil poder diferenciar entre cada uno de ellos. Para una explicación más detallada véase Surós Forns (1978). Los estertores se dividen en:

- *Estertores roncós*. Proceso inflamatorio con acumulación importante de secreciones a

nivel de tráquea y bronquios primarios se producen en la fase inspiratoria donde el aire entra a mayor velocidad; son frecuentes en bronquitis crónica y asma.

- *Estertores sibilantes.* Se escuchan como un silbido debido a un proceso obstructivo de la luz bronquial comprometiendo por lo general desde las divisiones del árbol bronquial hasta el segmento bronquioalveolar, escuchándose mejor en la fase espiratoria; son frecuentes en asma y enfermedades pulmonares obstructivas crónicas (EPOC).
- *Estertores crepitantes.* Se escuchan como un tronido o chasquido fino, son producidos por la ruptura de burbujas formadas por el contenido líquido o existencia de secreciones en bronquiolos y alvéolos. Se presentan más frecuentemente en edema agudo pulmonar, neumonía, enfisema, bronquiolitis; a diferencia de los otros no se modifican a la inspiración o espiración, ni con tos o cambios de posición.
- *Estertores subcrepitantes.* Se perciben durante toda la fase respiratoria, se modifican con la tos, son provocados por la inflamación de los últimos bronquiolos; se requiere tener un oído muy educado para poder percibirlos.
- *Crujidos.* Se escuchan como el ruido al agitar cáscaras de nueces o resquebrajar madera muy seca. Aparecen durante la inspiración (muy raramente en la espiración) y después de los esfuerzos de tos.

Además de los estertores, existen otros ruidos adventicios:

- *Estridor.* Sonido respiratorio anormal, chillón y musical causado por un bloqueo en la garganta o la laringe y generalmente se escucha al inhalar. En los niños pequeños, el estridor es una señal de obstrucción de las vías respiratorias y tiene que ser tratado de inmediato para evitar su obstrucción total.
- *Quejido.* Este es un sonido que emite un bebé con dificultad respiratoria. El bebé se queja para intentar mantener el aire en los pulmones y de esta manera aumentar el

nivel de oxígeno. También puede emitir otros sonidos durante la exhalación, como por ejemplo, gemidos o suspiros.

## II.3. Enfermedades respiratorias comunes

Las enfermedades respiratorias son causadas por microbios que están en el ambiente o en las gotitas de saliva o moco, que una persona enferma arroja al toser, hablar o estornudar. Las más comunes en infantes son:

- *Coriza (gripa o gripe)*. Es un proceso inflamatorio de las vías respiratorias superiores que se manifiesta casi siempre por secreción nasal, estornudos y tos. Suele ser causada por diversos virus, que ocasionan otitis media, sinusitis u otras complicaciones poco frecuentes; fiebre, malestar general y una fuente identificada de infección son datos comunes.
- *Bronquiolitis*. Enfermedad inflamatoria de la vía aérea periférica, afecta al bronquiolito terminal y respiratorio, es la causa más frecuente de hospitalización en lactantes y niños en edad preescolar. Se caracteriza por la inflamación de la vía aérea distal con sobre distensión pulmonar y signos de dificultad respiratoria, inicia con infección de las vías respiratorias superiores (IVRS); después aparece tos, sibilancias, disnea, aleteo nasal, cianosis, tórax en tonel, frecuencia respiratoria aumentada, movilidad disminuida, espiración prolongada y estertores sibilantes, los cuales se convierten en crepitantes y subcrepitantes.
- *Asma*. Enfermedad crónica inflamatoria de las vías aéreas inferiores (IVAI) consecutiva a hiperactividad bronquial que provoca broncoespasmo, edema e hipersecreción manifestándose por tos, disnea, y sibilancias cediendo de forma espontánea o bajo tratamiento. Afecta del 10 al 24 % de la población mundial con predominio masculino en la infancia (entre 2 y 5 años) y femenino de los 10 años en adelante. Su principal

etiología (causa) es alérgica, los síntomas son: tos, disnea, sibilancias, a la auscultación dificultad respiratoria, sibilancias, silencio respiratorio y respiración prolongada.

- *Bronquitis*. Es la inflamación de los bronquios, se debe a virus o bacterias, pero el humo del cigarro y la contaminación también pueden ser culpables de este mal. Muchas veces se da después de un catarro que no se curó bien o de una infección respiratoria. Los signos primarios y los síntomas son la disnea y la tos leve persistente que puede o no producir mucosidad. Según progresa la enfermedad, la dificultad para respirar puede limitar la capacidad de la persona para llevar a cabo su actividad diaria.
- *Bronconeumonía*. Es la inflamación de la parte baja de las vías respiratorias (bronquiolos finos y sacos alveolares de los pulmones) debido a una infección; produce serios trastornos pulmonares. Generalmente es causada por microbios (virus y bacterias). Surge como una complicación grave de otras enfermedades respiratorias como resfríos mal cuidados, influenza y bronquitis. Es la primera causa de muerte infantil (principalmente en menores de 1 año). Los síntomas son: fiebre, frecuencia respiratoria agitada, sobre 40 o 60 respiraciones por minuto (dependiendo de la edad), estertores crepitantes y subcrepitantes, y en algunos casos, insuficiencia respiratoria.
- *Neumonía*. Es una infección de uno o de ambos pulmones, de tipo bacteriana, viral o por hongos, que ocasiona una grave inflamación. Esta inflamación produce dificultad para respirar y también dolor. La neumonía por aspiración puede ocurrir cuando una sustancia extraña, como alimento o líquido, entra en los pulmones; es la causa del 70 % de la mortalidad en los niños menores de 5 años. Se caracteriza por escalofríos, fiebre (39°C o más), tos, expectoración purulenta, dolor pleural, disnea, estertores crepitantes y subcrepitantes en algunos casos insuficiencia respiratoria.

## **II.4. Resumen**

En este capítulo se abordaron los conceptos básicos de la medicina necesarios para familiarizarse con los diferentes tipos de sonidos respiratorios que se presentan en una auscultación; también se describieron las principales enfermedades respiratorias en infantes. En el siguiente capítulo se presenta lo referente a los estetoscopios, otro tema necesario para la elaboración de este trabajo de tesis.

# Capítulo III

## Estetoscopio

También conocido como fonendoscopio, es un aparato acústico usado en medicina, veterinaria y enfermería para escuchar los sonidos internos del cuerpo humano o animal. Generalmente se usa en la auscultación de los sonidos cardíacos o respiratorios, aunque algunas veces también se utiliza para escuchar ruidos intestinales o soplos por flujos anómalos sanguíneos en arterias y venas. Fue inventado en Francia por el médico René Laënnec en 1816 debido a la vergüenza que sentía al acercar su oído al pecho de las pacientes.

El estetoscopio consta de las siguientes partes (ver Figura 4):

- Olivas
- Tubos de acero inoxidable
- Tubo de PVC (manguera)
- Campana

Los estetoscopios se dividen en acústicos y electrónicos.

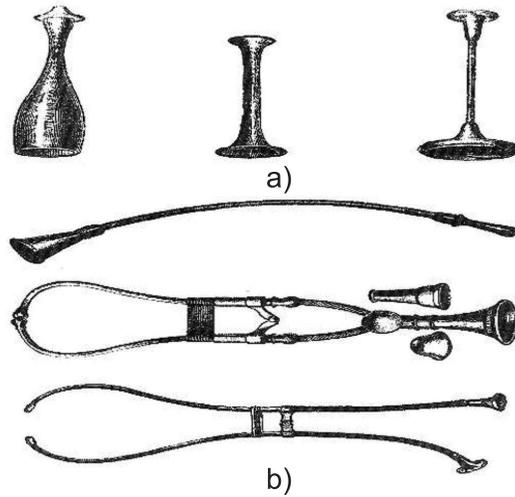


Figura 3: Primeros estetoscopios monoaurales: a) estetoscopios de Cummanns y b) de Allison.

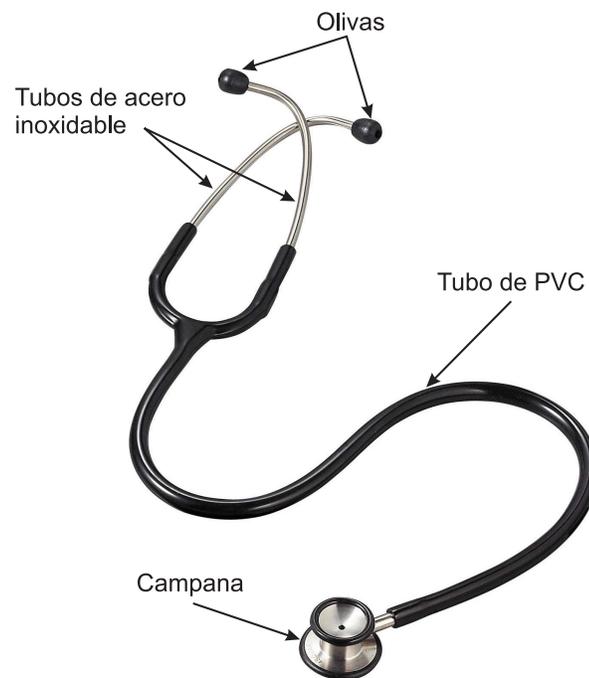


Figura 4: Partes de un estetoscopio.

### III.1. Estetoscopios acústicos o clásicos

Los estetoscopios clásicos se han desarrollado mucho durante los años, pero la tecnología subyacente sigue siendo igual. En la Figura 3, se muestra una selección de estetoscopios acústicos de diferentes épocas.

Los estetoscopios acústicos no son instrumentos ideales desde el punto de vista acústico, ya que no entregan una transmisión del sonido amplia y real; sino que amplifican (debajo los 112 Hz) o atenúan los sonidos dentro del espectro de interés clínico [Pasterkamp *et al*, 1997]; esto es muy útil en relación a los sonidos cardíacos que ocurren bajo este alcance de frecuencia, y que son escasamente percibidos por el oído humano. Un buen estetoscopio acústico no debe presentar fugas de aire a través del aparato. La mayor parte de las fugas se producen a nivel del extremo auricular del aparato, un auricular demasiado pequeño deja un espacio entre él y la pared del meato auditivo lo que permite la fuga del sonido. Así como el tubo del aparato debe tener un diámetro interno entre 3.2 y 4.8mm (si es inferior provoca dispersiones sonoras, sobre todo para las frecuencias elevadas), una longitud no superior a 50cm (de la parte auricular a la terminal auscultatoria) y estar construido de un material algo rígido, muy liso y poco elástico, para evitar roces con el aire.

En la Figura 5, se muestra la respuesta en frecuencia típica de un estetoscopio acústico [Webster, 1995]. Como puede apreciarse, su respuesta no es plana, ya que tiene muchos picos de resonancia.

Los estetoscopios acústicos se dividen en:

- *De campana*. Ideales para sonidos cardíacos, ya que transmiten mejor los sonidos de frecuencia más baja.
- *De diafragma*. Usados para sonidos respiratorios, ya que transmiten mejor los sonidos de frecuencia elevada.

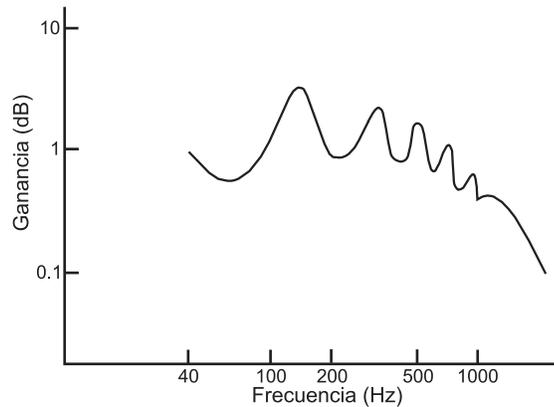


Figura 5: Respuesta en frecuencia típica de un estetoscopio acústico.

## III.2. Estetoscopios electrónicos

Los estetoscopios electrónicos hacen uso de sensores especialmente diseñados para adaptarse a los sonidos cardiacos y respiratorios. Comparados con los estetoscopios clásicos, tratan de hacer que los sonidos del corazón y respiratorios sean más claros, usando diferentes filtros y amplificadores. Las ventajas de estos respecto a los acústicos son: la amplificación de sonido (hasta 50 veces, para el caso del Thinklabs), control de volumen, rechazo del ruido ambiental, entrada y salida de audio, selección de modo de operación de campana (para sonidos cardíacos) o diafragma (para sonidos respiratorios), apagado automático, así como el uso de programas para visualizar las señales capturadas y realizar un análisis posterior.

Los principales fabricantes y sus características son:

- *Thinklabs, USA (US\$395)*. Usa un nuevo sistema de detección de diafragma electromagnético patentado que directamente convierte los sonidos en señales eléctricas. Cuenta con los modos de operación: campana o diafragma. Su respuesta en frecuencia es típica de un estetoscopio acústico [Thinklabs, 2006] (ver Figura 24).
- *Welch-Allyn, USA*. Usa un sensor piezoeléctrico dentro de la campana del estetoscopio. Tiene un alcance de frecuencia de 20–20kHz. Cuenta con los modos de operación: campana (20–420 Hz) o diafragma (350–1.9kHz) [Welch-Allyn, 2003].

### E-Scope vs Estetoscopio acústico

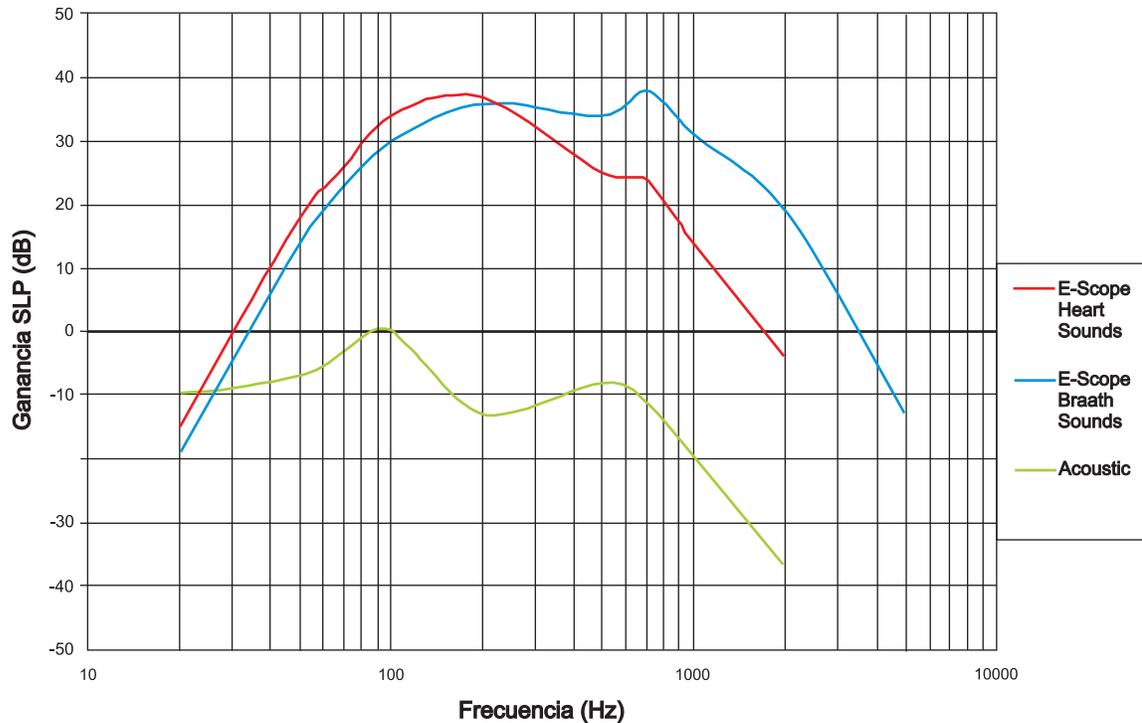


Figura 6: Respuesta en frecuencia de los estetoscopios acústico y estetoscopio electrónico (Cardionics modelo E-Scope) [Cardionics, 2008].

- *3M-Littmann, Dinamarca (£375.95)*. Usa un micrófono convencional. Cuenta con tres modos de operación: campana (20–200Hz), diafragma (100–500Hz) y alcance extendido (20–1kHz) [3M -Littmann, 2005].
- *Cardionics, USA (US\$405)*. Cuenta con selector de frecuencia para sonidos cardiacos (45–900Hz) y respiratorios (50–2kHz). La Figura 6, muestra su respuesta en frecuencia contra la de un estetoscopio acústico [Cardionics, 2008].
- *Mabis, USA*. Cuenta con tres modos de operación: campana, diafragma y diafragma extendido [Mabis Healthcare, 2008].

### **III.3. Resumen**

En este capítulo se presentó el principio de funcionamiento de los estetoscopios acústicos y las partes que los conforman. Se presentaron los diferentes tipos de fabricantes de estetoscopios electrónicos, así como las bondades con las que estos cuentan. En el siguiente capítulo se reporta el diseño y construcción del circuito de adquisición de sonidos respiratorios (CASR).

# Capítulo IV

## Circuito de adquisición de sonidos respiratorios (CASR)

El sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR) objeto de esta tesis, está constituido de dos partes: un circuito de ASR y un programa de computadora. En este capítulo, se reporta el diseño y construcción del circuito de adquisición de sonidos respiratorios (CASR). Se presentan las consideraciones que se tomaron en cuenta para plantear sus características y seleccionar sus componentes.

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 7). 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.

### IV.1. Ruidos respiratorios por medir y sus frecuencias

En la Tabla I se describen los diferentes tipos de sonidos respiratorios (normales y adventicios), sus mecanismos y orígenes de generación, sus principales características acústicas

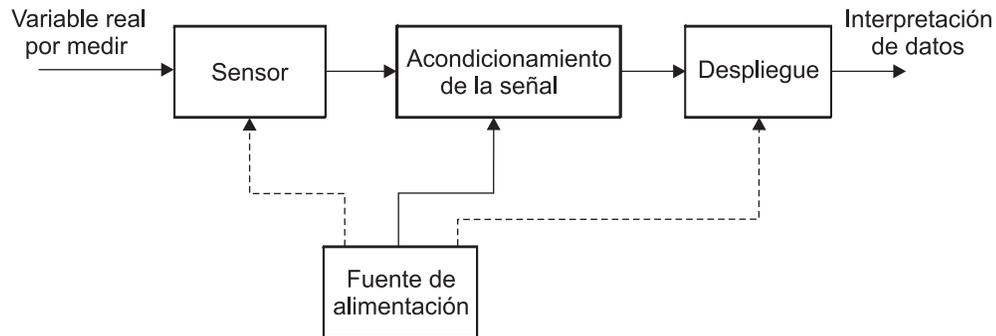


Figura 7: Sistema de instrumentación básico.

(e.g., alcance de frecuencia y duración) y algunos detalles relevantes. 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.

## IV.2. Descripción general

El sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR) implementado se constituye por el CASR y por un programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR) encargado de administrar la base de datos. En la Figura 8, se muestra el diagrama a bloques del sistema mencionado.

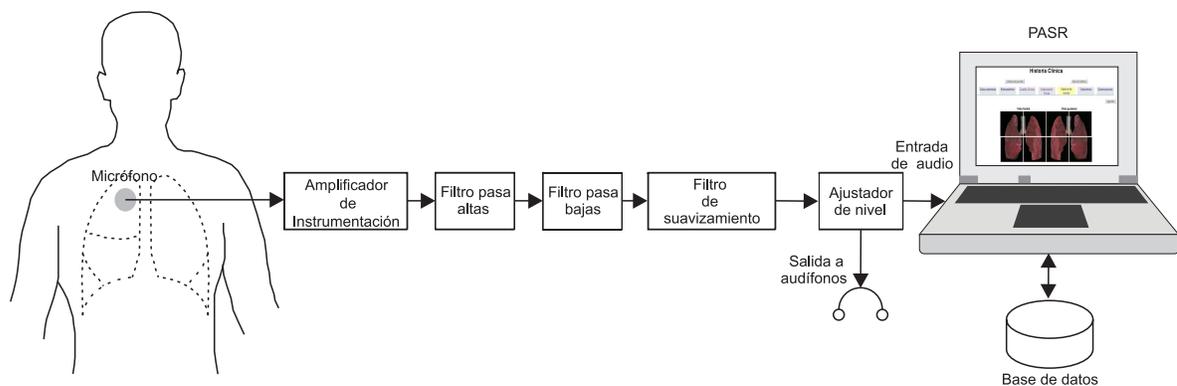


Figura 8: Diagrama a bloques del sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR).

Tabla I: Tipos de sonidos respiratorios y sus características acústicas principales [Sánchez D., 2003].

Ruidos respiratorios	Mecanismos	Origen	Características acústicas	Detalles
<b>Ruidos normales:</b> <b>Sonidos pulmonares</b>	Flujo turbulento, vórtices	Vía área central (expiración) y segmentaria (inspiración)	Frecuencia de 100 – 800Hz	Ventilación regional, calibre de la vía aérea
<b>Sonidos traqueales</b>	Flujo turbulento, resonancia en la vía aérea	Laringe, tráquea, vía aérea superior	Frecuencia de 200 – 1500Hz	Estrangulación vía aérea superior
<b>Ruidos adventicios:</b> <b>Sibilancias</b>	Oscilación de la vía aérea, vórtices	Vía área central e inferior	Tipo senoidal, frecuencia de 100 – 1000Hz	Obstrucción vía aérea, limitación flujo aéreo
<b>Roncos</b>	Movimiento de líquido, vibración vía aérea	Vía aérea principal	Tipo senoidal, frecuencia < 300Hz duración, >100ms	Secreciones y obstrucción bronquial
<b>Crepitaciones</b>	Apertura de la vía aérea pequeña y movimiento secreciones vía aérea	Vía aérea inferior	Ondas explosivas, duración >100ms	Apertura y cierre vía aérea, secreciones
<b>Estridor</b>	Colapso inspiratorio	Vía aérea superior	Frecuencia musical de 200 – 1500Hz, duración >250ms	Obstrucción vía aérea superior
<b>Quejido</b>	Aumento presión espiratoria, auto PEEP	Vía aérea superior	Frecuencia musical de 200 – 1200Hz duración >250ms	Mantención PEEP

La circuitería consiste de un sensor (micrófono con cámara acoplada), un amplificador de instrumentación 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 antienmascaramiento y se utiliza para evitar el traslape espectral. El programa administra la base de datos, 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.

### IV.3. Características

Considerando principalmente las frecuencias de interés (c.f., columna 4 de la Tabla I), se implementó el SASR para salvaguardar información de referencia que se comparará con otra por obtenerse posteriormente.

Cada bloque del CASR (Figura 8) debe cumplir las características siguientes:

- *Sensor*. 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.
- *Amplificador de instrumentación*. Debe contar con: ganancia constante en la banda de interés, bajo ruido, bajo consumo de potencia (por seguridad y facilidad de uso) 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.

- *Filtro pasa altas.* Reduce las distorsiones (de frecuencia) en la señal producidas por cambios de presión en la campana del sensor; donde estos cambios son debidos al movimiento del paciente o del sensor, o por sonidos cardiovasculares o de los músculos o ruidos externos de baja frecuencia. Sin el FPA el alcance dinámico de la señal del sonido respiratorio se reduce, esto se debe a que la entrada del convertidor analógico a digital se satura producto de los sonidos de baja frecuencia del corazón y de los músculos (ya que ambos son de mayor intensidad que los respiratorios). La frecuencia de corte debe de situarse entre 30 y 150Hz [Earis, 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 (18dB/oct) [Vannuccini *et al*, 2000]. Un filtro que cumple con estos requisitos es el Bessel.
- *Filtro pasa bajas.* Es un filtro de antienmascaramiento y sirve para asegurar que la frecuencia máxima de la señal sea bien muestreada y por ende sea mínimo el traslape espectral de la señal digitalizada. La frecuencia de corte debe situarse entre 1600 y 3000Hz [Earis, 2000]. Los rizados en la banda pasante no están permitidos. Debe de atenuar al menos con 160dB/dec (48dB/oct). Un filtro que cumple con estos requisitos es el Butterworth.
- *Normas.* Originalmente los dispositivos biomédicos cumplían la norma NFPA 99–1984 (National Fire Protection Association) y la ANSI/AAMI ESD1-1985 (American National Standard International y Association for the Advancement of Medical Instru-

mentation). Estas normas dieron pie a la EN 60 601–1 (Norma Europea) [Vannuccini *et al*, 2000], correspondiente a la seguridad en instrumentos electromédicos, y a las de la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) 601–1 [Webster, 1995]. A dichas normas, deben apegarse los instrumentos para la adquisición de sonidos respiratorios, puesto que no existe una en particular para la seguridad en la grabación de sonidos biomédicos. El SASR debe ser diseñado para prevenir el riesgo de contactos eléctricos directos e indirectos durante su uso normal o en condiciones de daño. En el sistema el sensor presenta el caso más crítico, ya que se debe de evitar el contacto con el paciente. El voltaje de polarización del sensor debe ser bajo (v.g., de 1.2Vc.d. para el caso) y debe provenir de una pila (v.g., menor de 60Vc.d.). La única corriente que podría alcanzar al paciente es la de fuga (dispersión) proveniente del amplificador, la cual se evita si el amplificador cumple con las especificaciones de aislamiento indicadas en la TEC (Typical Electricity Consumption).

## **IV.4. Funcionamiento**

La selección de componentes se hizo de acuerdo a las características descritas en la Sección IV.3.

### **IV.4.1. Sensor**

Se seleccionó un micrófono de la marca Knowles Electronics modelo FC-23329-P07 de condensador omnidireccional. Presenta una respuesta plana en frecuencia (Figura 9) 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. En la Tabla II se muestra la sensibilidad del micrófono.

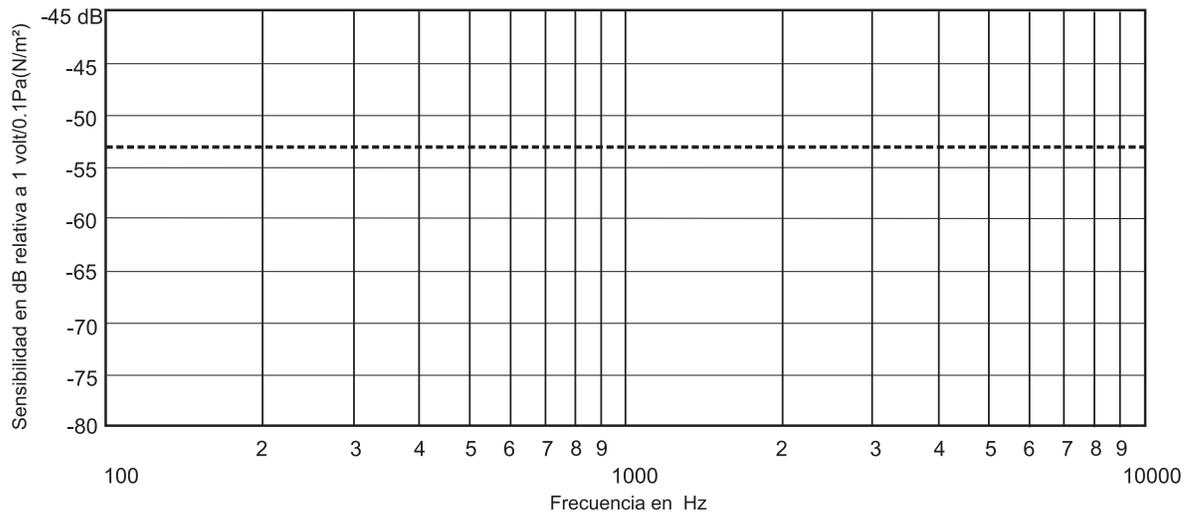


Figura 9: Respuesta en frecuencia del micrófono Knowles modelo FG-23329-P07.

Tabla II: Sensibilidad del micrófono Knowles modelo FC-23329-P07.

FRECUENCIA (Hz)	MIN (dB)	NOM (dB)	MAX (dB)
100	---	-53	---
1000	-56	-53	-50
10000	---	-53	---

### IV.4.2. Amplificador de instrumentación

Se selecciona el amplificador de instrumentación de precisión y de baja potencia INA128 (Burr-Brown); el voltaje de ruido es  $8\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  para el alcance de operación. La TRMC es de 125dB (típica) cuando la ganancia es de 100. La resistencia que determina la ganancia se calcula de acuerdo a la ecuación ( IV.1).

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

donde  $G$  es la ganancia deseada.

### IV.4.3. 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 la ecuación IV.2.

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

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.

## IV.5. Diagrama esquemático y mascarillas del circuito impreso del CASR

El diagrama esquemático del circuito implementado se muestra en la Figura 10. El circuito se alimenta con cuatro baterías del tipo AAA. Mientras que el selector S1 permite seleccionar la ganancia (entre 100 y 200) del amplificador de instrumentación, S2 hace lo propio con la frecuencia de corte del FPB (2kHz y 4kHz). El circuito cuenta con salidas para audífonos y tarjeta de audio de una computadora. Todos los capacitores son de cerámica, excepto C15 y C16 que son de poliestireno (puesto que se requiere de buena estabilidad y bajo costo) para evitar que se recorra la frecuencia de corte del FPB. Las resistencias R1, R2, R16 y R17, deben de ser de precisión para evitar el desbalance en el amplificador de instrumentación y en el circuito adecuador de nivel.

Para realizar el circuito impreso [Ott, 1988 y Morrison, 1967] se considera lo siguiente: a) los componentes deben colocarse lo más cerca posible a los circuitos integrados, b) la mascarilla superior debe actuar como un plano de tierra analógico (blindaje) para evitar el acoplamiento de ruido eléctrico, c) cada circuito integrado debe contar con un capacitor de desacoplo y d) la línea de entrada debe estar blindada hasta su entrada al amplificador de instrumentación para evitar la captación de ruido. En la Figura 11, se presenta la distribución de los componentes y las dos mascarillas que constituyen el circuito impreso.

En la Figura 12, se muestra el acabado final del prototipo del CASR.

## IV.6. Caracterización del CASR

Para caracterizar el comportamiento del CASR, sin incluir al micrófono, se implementa el montaje de la Figura 13. El cual consiste de una computadora personal (Pentium IV con Windows 2000), de la tarjeta de adquisición DS1104 R&D de dSpace y de un generador de funciones 33220A de Agilent. Se realiza un barrido lineal de frecuencia (mediante una señal

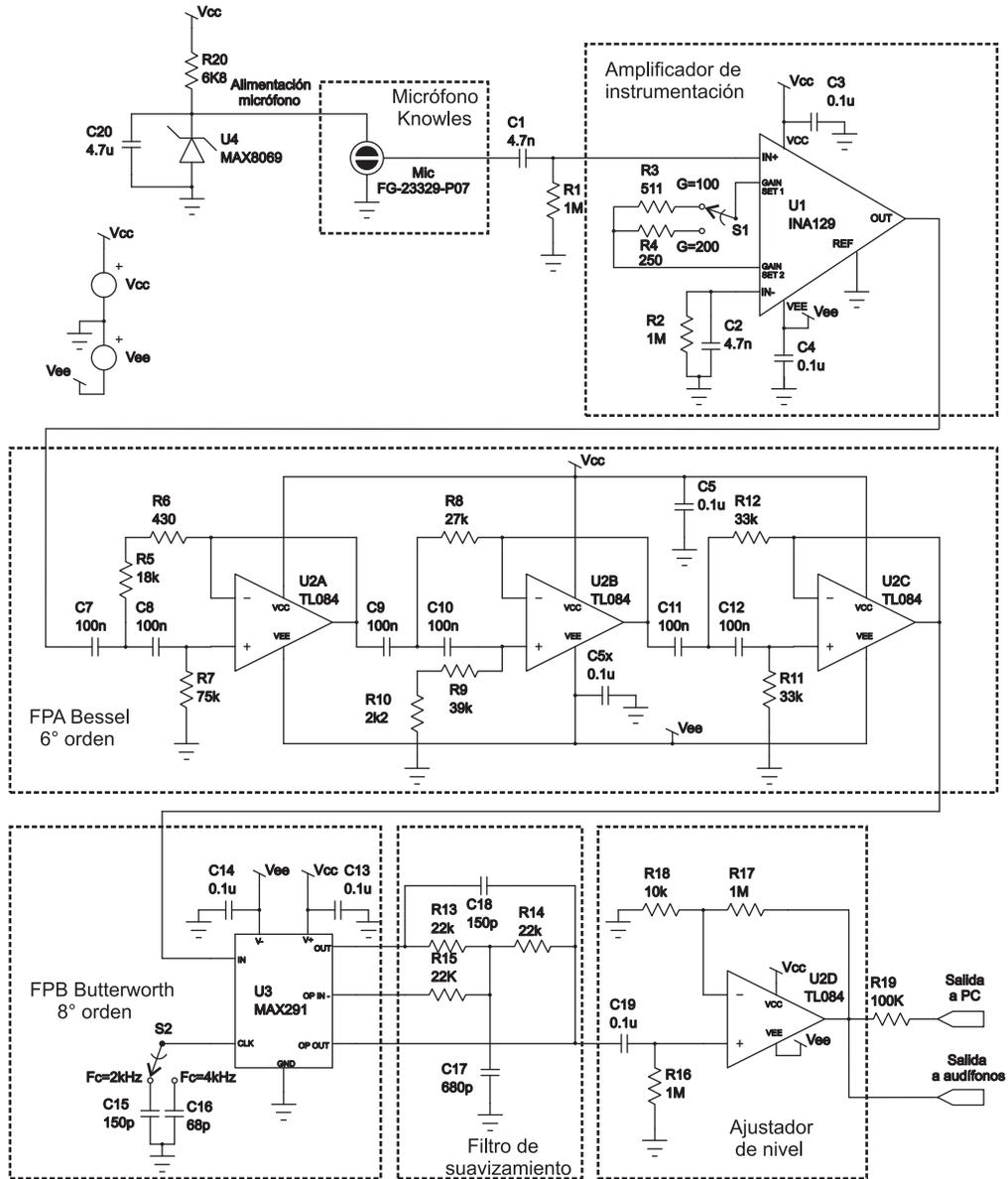
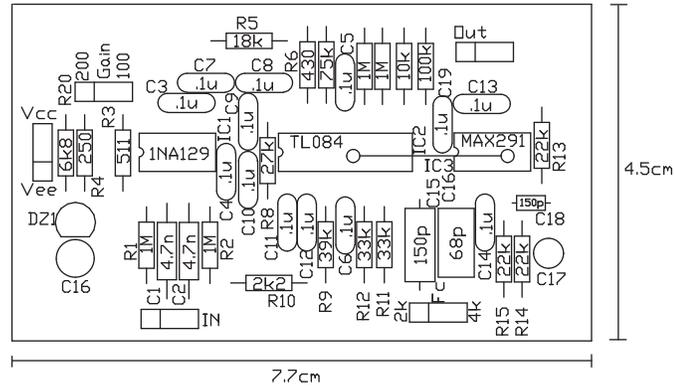
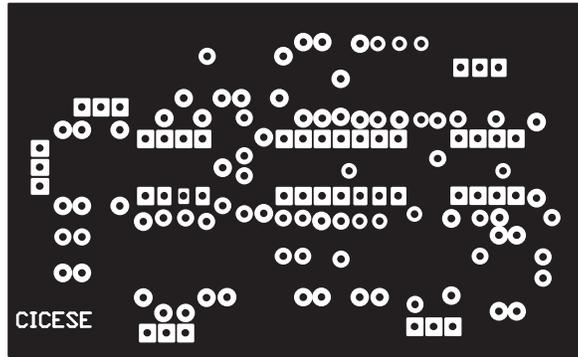


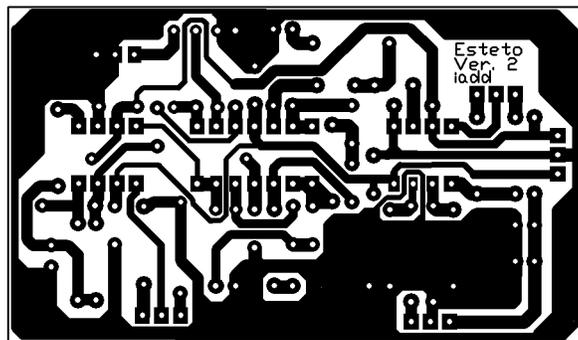
Figura 10: Diagrama esquemático del CASR.



a)



b)

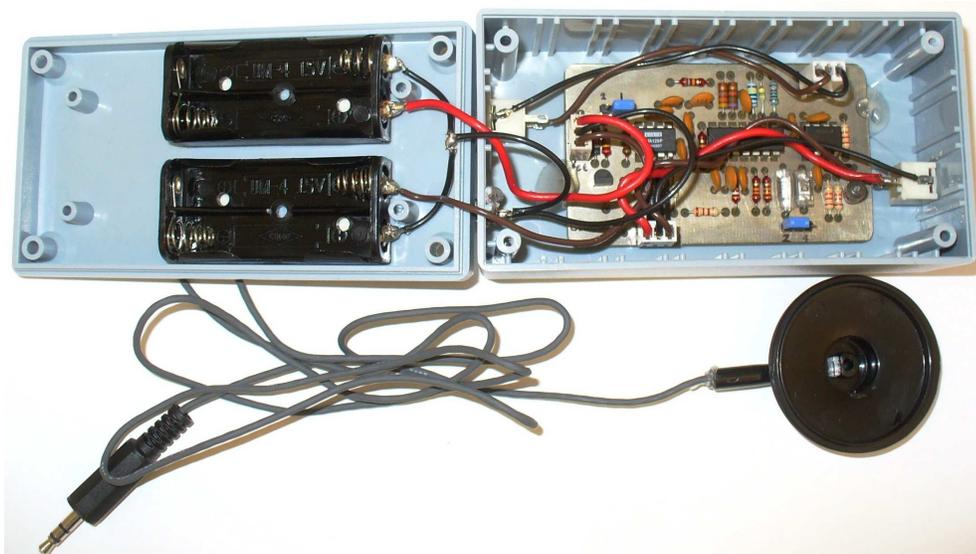


c)

Figura 11: Mascarillas del circuito impreso: a) distribución de componentes, b) capa de componentes (plano de tierra analógico) y c) capa de pistas.



a)



b)

Figura 12: Acabado del prototipo del CASR, vista: a) exterior y b) interior.

chirp) de 10Hz a 10kHz, realizando adquisiciones tanto de la entrada como de la 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 14, y como se puede observar el CASR presenta una respuesta plana de 200Hz a 2kHz (Figura 14a, alcance mínimo) y de 200Hz a 4kHz (Figura 14b, alcance máximo).

## **IV.7. Resumen**

En este capítulo se presentó el desarrollo del circuito que se empleará para acondicionar la señal proveniente del micrófono utilizado en el sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR). Se presentaron las frecuencias de los sonidos respiratorios necesarias para definir las características de CASR. Además, se describieron cada uno de sus componentes y se discutieron las consideraciones tomadas para su diseño. En el capítulo siguiente se muestran los pasos para la realización de programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR).

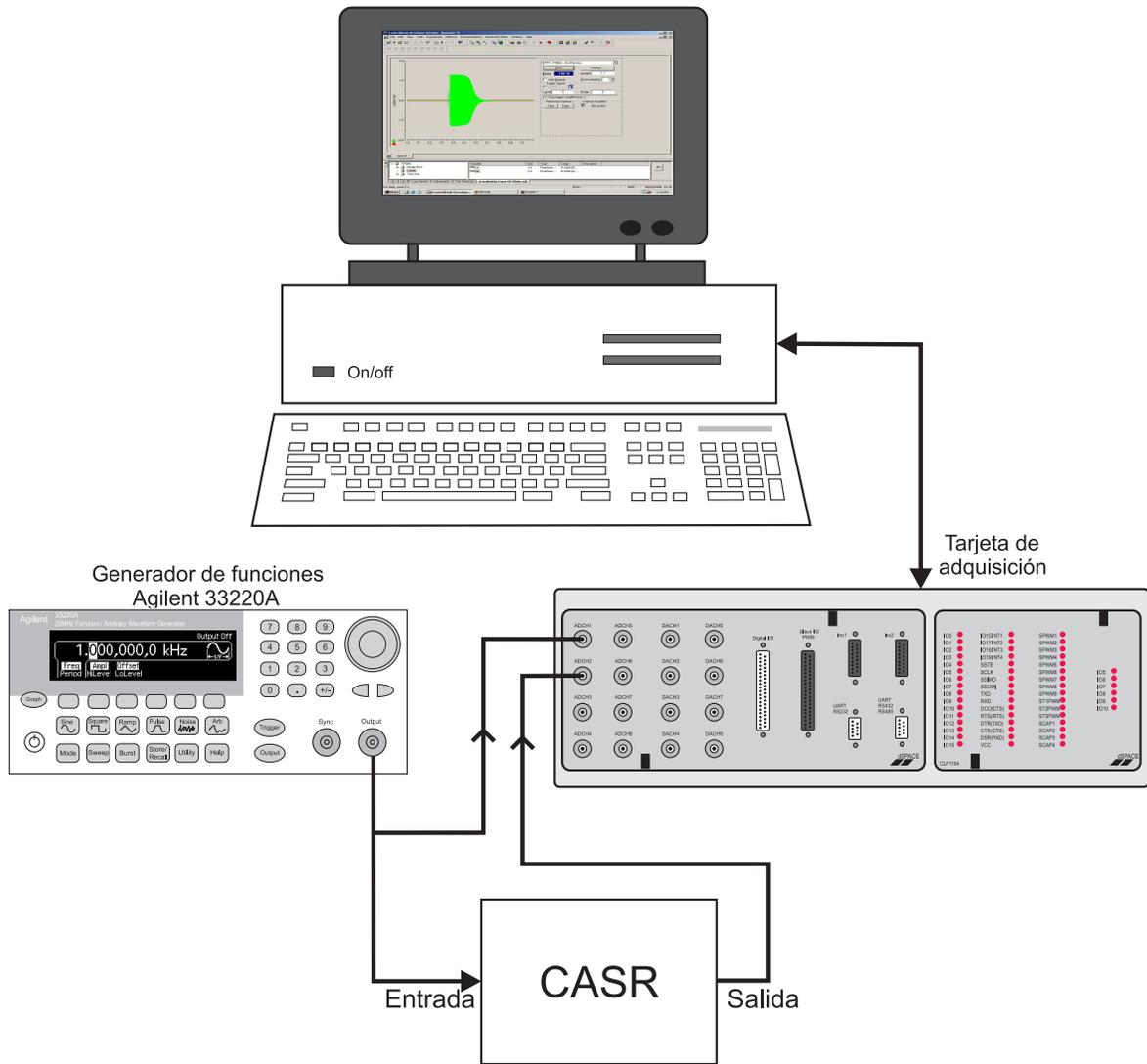


Figura 13: Esquema de medición utilizado para caracterizar al CASR.

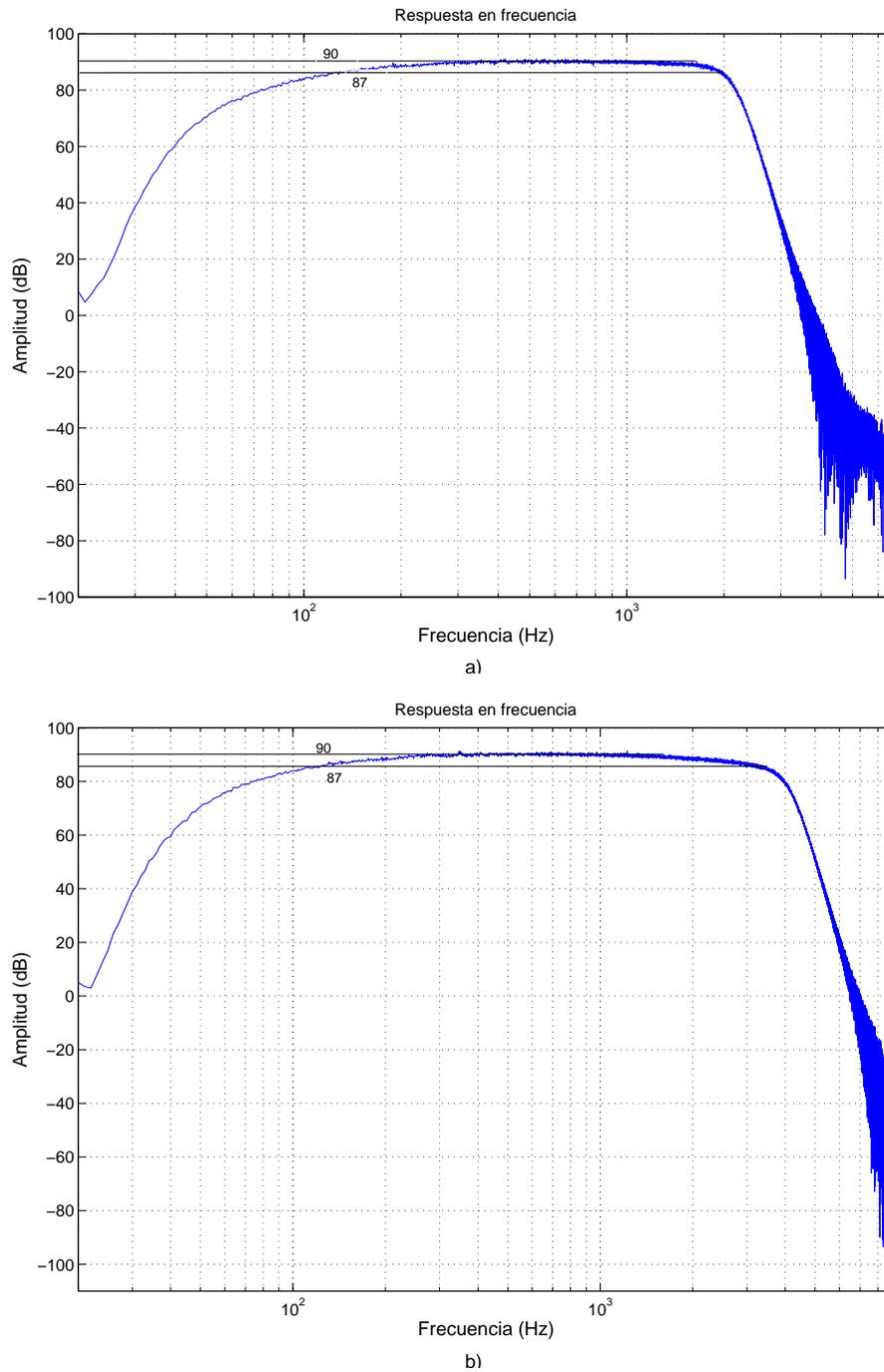


Figura 14: Respuesta del CASR en sus dos alcances de operación: a) 2kHz (mínimo) y b) 4kHz (máximo).

# Capítulo V

## Programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR)

El desarrollo de un programa de computo es una progresión gradual de las ideas iniciales del usuario acerca de un problema por resolver y tienen que superarse varias etapas antes de ver el programa funcionando. Sin embargo, es difícil lograr un programa de calidad sin una metodología bien diseñada. En ese sentido, el papel del software en los sistemas en general ha cobrado mayor importancia, y ésto ha aumentado el interés por el desarrollo de tecnologías que hagan más fácil, rápida y económica su construcción y mantenimiento. Así es como surge la ingeniería de software.

En este capítulo, se abordan las etapas de análisis y diseño del programa de adquisición de sonidos respiratorios (PASR); se muestran los requerimientos, los diagramas de casos de uso generados y algunas de las pantallas de aplicación más relevantes.

### V.1. Análisis del programa

El análisis representa una de las fases más importantes en el desarrollo de un proyecto, en ésta es necesario obtener o descubrir las necesidades de los usuarios finales. En la jerga

informática, éstas necesidades, son llamadas requerimientos. Un primer paso para identificar los requerimientos es preguntar al usuario por sus necesidades o cómo va a ser utilizado el sistema. Para el caso particular de este trabajo el usuario es un pediatra.

### V.1.1. Requerimientos

Después de varias entrevistas con el pediatra, se establecieron los requerimientos que el PASR debe cumplir.

**Requerimientos de información.** Describen los datos que el sistema necesita para realizar su función.

**Requerimientos de interfaz.** El lenguaje de programación PHP, en conjunto con el manejador de base de datos MySQL son los elegidos para desarrollar el PASR, ya que es el que se adapta mejor a los requerimientos del usuario:

- *Integración y administración del PASR vía internet (WEB).*
- *Programas de distribución libre.* PHP y MySQL son de distribución libre, lo cual evita pagar el uso de una licencia.
- *Código estable.* El lenguaje de programación debe de ser compatible con versiones anteriores y futuras del mismo, es decir, que no sufra cambios significativos en su modo de operación al cambiar de versión.
- *Fácil manejo.* Que su modo de operación sea similar a otros programas utilizados para elaborar historias clínicas, de modo que el usuario un entorno amigable.

**Requerimientos funcionales.** Describen los servicios que se espera que el sistema provea.

- Registro de pacientes y médicos.
- Selección de paciente por clave o apellido.

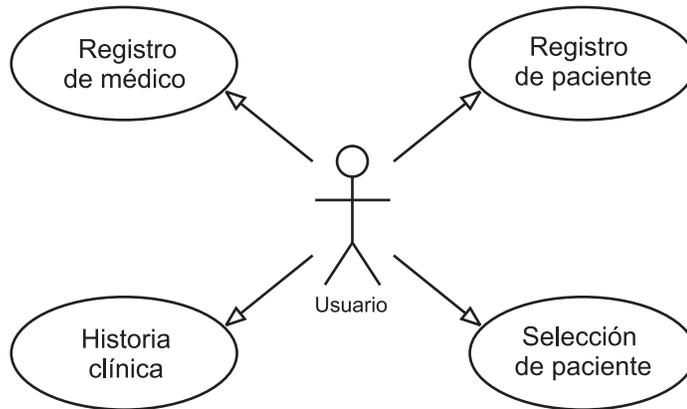


Figura 15: Casos de uso del PASR.

- Elaboración de historia clínica conteniendo: datos generales del paciente, antecedentes, cuadro clínico, exploración física, captura de sonido, diagnóstico y observaciones.

### V.1.2. Casos de uso

Un caso de uso describe las interacciones entre el sistema y alguien, o algo, que utiliza una función o servicio y representa una función específica del programa. Esta herramienta es útil en el análisis de un proyecto, ya que permite definir, junto con el usuario, los servicios; sin importar las operaciones efectuadas dentro del sistema. En la Tabla III aparecen los elementos que conforman un diagrama de caso de uso. Esta representación gráfica ayuda al diseñador y al cliente a entender mejor los principales aspectos de todos los casos que afectan al diseño y a elegir que implementar en cada fase; su utilidad aumenta cuando se tiene un número considerable de casos de uso, aunque esto represente una mayor dificultad para situarlos y relacionarlos.

Los principales casos de uso del PASR se muestran en la Figura 15.

El diagrama más importante de esta técnica es el que se describe el caso de uso; cuyo formato se muestra en la Tabla IV. Este documento explica la forma de interactuar entre el sistema y el actor.

Enseguida se presenta el desarrollo de uno de los casos de uso que conforman el PASR.

Tabla III: Elementos de un diagrama de casos de uso.

	Elementos
 Actor	<b>Actor</b> Es el papel que juega un usuario, no representa a una persona en particular, sino la labor que realiza al interactuar con el sistema.
	<b>Caso de uso</b> Es una operación/tarea específica que se realiza tras una orden de algún agente externo, ya sea un actor o bien otro caso de uso.
<code>&lt;&lt;includes&gt;&gt;</code> → <code>&lt;&lt;extends&gt;&gt;</code> .....→	<b>Relaciones entre casos de uso</b> Pueden ser de dos tipos:  1. Relaciones «includes». El caso de uso al ser ejecutado siempre invoca otro caso de uso.  2. Relaciones «extends». El caso de uso al ser ejecutado en ocasiones invoca otro caso de uso.

Tabla IV: Documento de caso de uso.

<b>Caso de uso:</b> Nombre asignado al caso de uso.	
<b>Actores:</b> Especifica si el actor es una persona o un proceso.	
<b>Propósito:</b> Indica el objetivo del caso de uso.	
<b>Descripción:</b> Describe brevemente la interacción actor-sistema.	
ACCIÓN DEL ACTOR      RESPUESTA DEL SISTEMA	
1. El actor inicia una acción.	2. El sistema responde con una primera acción.
	3. Segunda acción del sistema.
4. El actor realiza otra acción	5. El sistema vuelve a responder . . .

**Documentación del caso de uso “Registro paciente”**

**Caso de uso:** Registro paciente.

**Actores:** Usuario.

**Propósito:** Registrar un paciente.

**Descripción:** El usuario introduce los datos del paciente, el PASR los valida y guarda si no hay algún error.

**Acciones básicas:**

1. El usuario accede al sistema.
2. El usuario introduce su número de usuario y clave en la interfaz de acceso al sistema.
3. El sistema verifica que el usuario este registrado y que la clave sea correcta.
4. El sistema pide que introduzca los datos del paciente (nombre, apellido, fecha de nacimiento, género, colonia y habitación) y asigna automáticamente la clave del paciente.
5. El PASR verifica la información.
6. Si la información es incorrecta muestra un mensaje de error.
7. Si la información es correcta se guarda.
8. El PASR pregunta si desea registrar otro paciente.
9. Si la respuesta es “si” ir al paso 4.
10. Si la respuesta es “no” PASR termina con el registro de pacientes.

**V.2. Implementación del PASR**

A continuación se describen los programas utilizados para la implementación del PASR.

### **V.2.1. Lenguaje de programación**

Se eligió el lenguaje de programación PHP, puesto que es un lenguaje interpretado de propósito general, ampliamente usado y está diseñado especialmente para desarrollo web, y puede ser incorporado dentro de código HTML. Además, es fácil su programación. Generalmente se ejecuta en un servidor web, tomando el código en PHP como su entrada y creando páginas web como salida. Puede ser desplegado en la mayoría de los servidores web y en casi todos los sistemas operativos y plataformas sin costo alguno (código libre).

### **V.2.2. Base de datos**

Se utiliza el manejador de base de datos relacional MySQL. Es el encargado de almacenar toda la información manejada por la aplicación. Se eligió MySQL por la confiabilidad y robustez que tiene, por su fácil integración con PHP, y porque trabaja en casi todos los sistemas operativos. Además es una base de datos de distribución libre, por lo tanto se puede utilizar de manera gratuita.

## **V.3. Funcionalidad del PASR**

La funcionalidad es la forma en como los requerimientos fueron implementados en un sistema de software. A continuación se muestran algunas pantallas de la funcionalidad del PASR, están divididas en base al proceso que llevan a cabo: acceso al sistema, menú, registro paciente, registro médico e historia clínica.

### **V.3.1. Acceso al PASR**

En la Figura 16, se observa la pantalla que aparece para poder acceder al PASR; ésta pantalla solicita el usuario y la clave.

Al oprimir el botón *entrar*, el PASR verifica en la base de datos si el *usuario* y la *clave*

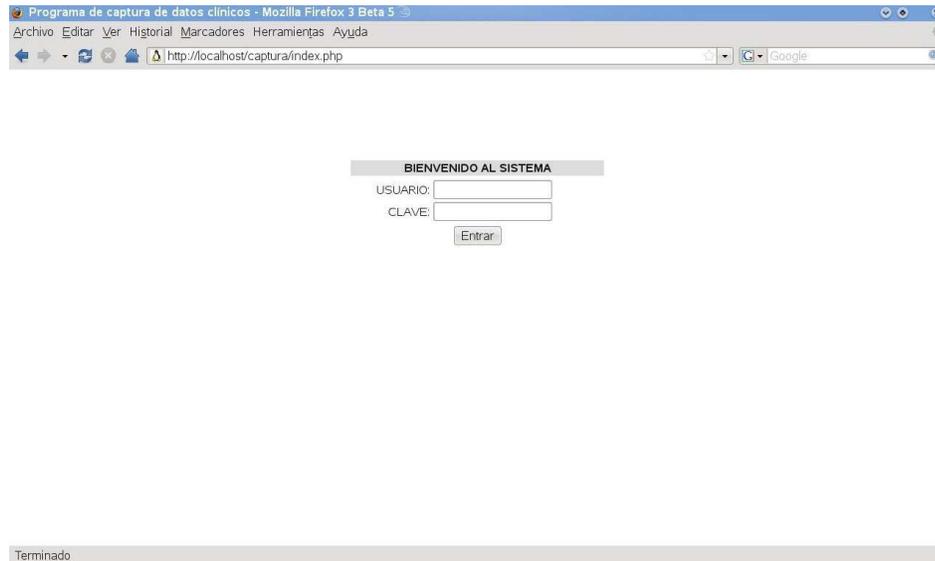


Figura 16: Pantalla de acceso al PASR.

existenten. Si por alguna razón el PASR niega el acceso al usuario (e. g., algún dato introducido fue incorrecto), el PASR mostrará un mensaje de error.

Si la información es correcta, el PASR permite el acceso. Al acceder por primera vez al PASR, aparecerá una pantalla como la que se muestra en la Figura 17a, al ingresar después de haber registrado a un paciente (o varios), la pantalla aparecerá como en la Figura 17b.

El menú permite registrar a un paciente o médico, la selección de paciente por clave o apellido y salir del PASR.

### V.3.2. Registro paciente

En la Figura 18, se muestra la pantalla desplegada al seleccionar la opción registro paciente desde el menú. Al presionar el botón *Guardar PASR* verifica que todos los campos hayan sido llenados, de no ser así aparece un cuadro de diálogo pidiendo que se llene el campo faltante.



a)



b)

Figura 17: Pantalla menú a) primera vez y b) con pacientes registrados.

Programa de captura de datos clínicos - Mozilla Firefox 3 Beta 5  
Archivo Editar Ver Historial Marcadores Herramientas Ayuda  
http://localhost/captura/altapac.php?med=100

### REGISTRO DE PACIENTE

Fecha: Friday 26th of September 2008  
Hora: 01:28:47 pm  
Clave: 9  
Nombre:   
Apellido:   
Fecha de nacimiento: DIA | MES | AÑO  
Género:  Masculino  Femenino  
Colonia:   
Habitación: Selecciona el tipo de habitación

Terminado

Figura 18: Pantalla registro paciente.

### V.3.3. Registro médico

En la Figura 19, se muestra la pantalla desplegada al seleccionar la opción registro médico desde el menú. Al igual que en registro de paciente, el PASR verifica que todos los campos hayan sido llenados.

### V.3.4. Historia Clínica

En la Figura 20, se muestra la pantalla de *historia clínica* desplegada al seleccionar un paciente (por clave o apellido). En historia clínica, se tienen las opciones de: datos generales, antecedentes, cuadro clínico, exploración física, captura sonido, diagnóstico, tratamiento y observaciones. Además, se permite salir del PASR o cambiar de paciente.

En la pantalla *exploración física* los datos son validados de acuerdo a la Tabla V, con la finalidad de no guardar datos erróneos. Si se introduce un dato mal, el programa muestra una advertencia (Figura 21).

Al seleccionar *captura sonido* (Figura 22), tenemos la pantalla más representativa del PASR, ya que es donde se ejecuta la adquisición del sonido pulmonar. En esta pantalla se



Figura 19: Pantalla registro médico.

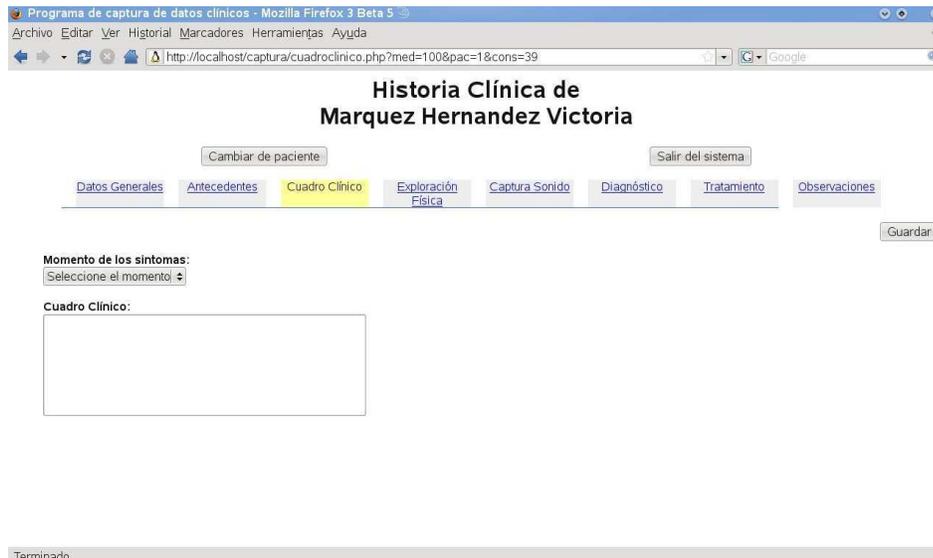


Figura 20: Pantalla historia clínica.

Tabla V: Alcances de los datos en infantes de la pantalla exploración física.

Dato	Alcance
Frecuencia cardíaca	2–160 pulsaciones por minuto
Frecuencia respiratoria	8–70 respiraciones por minuto
Temperatura	35–40°C
Peso	2–60Kg
Estatura	0.4–1.8m
Perímetro cefálico	28–70cm

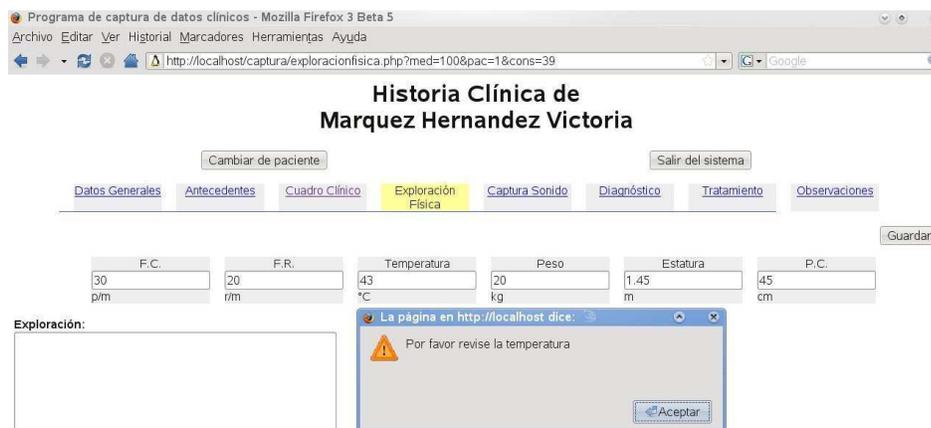


Figura 21: Pantalla exploración física.

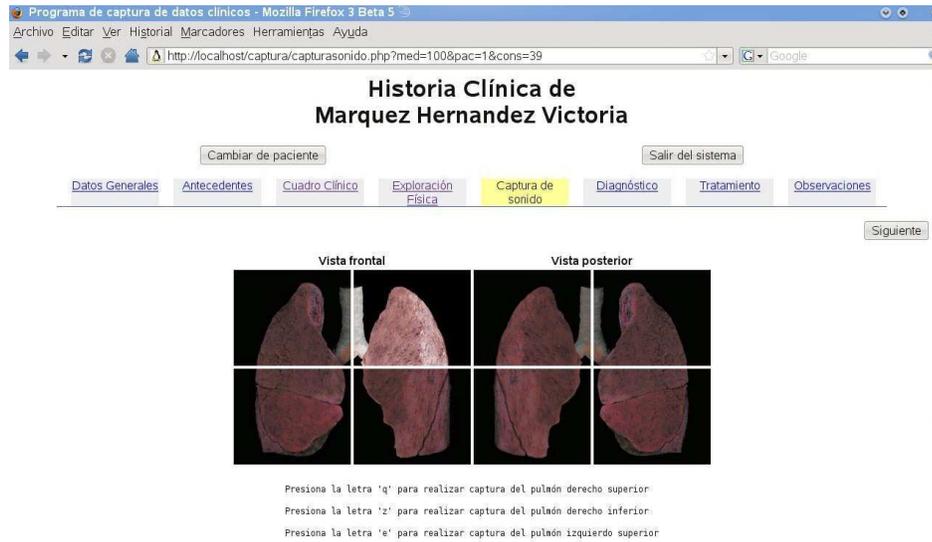


Figura 22: Pantalla captura de sonido.

tienen los pulmones (vista frontal y posterior). La imagen se dividió en 4 con la finalidad de que al posicionar el cursor sobre una de las zonas, ésta se ilumine dejando saber al médico la zona que está auscultando. La adquisición se puede realizar de dos maneras: haciendo click sobre la zona del pulmón que se está auscultando o presionando la tecla asignada a cada zona (la más cómoda).

## V.4. Resumen

En este capítulo se presentaron la etapas de análisis y diseño del PASR. Se explicó una de las tantas técnicas de la ingeniería de software útiles para el desarrollo de un sistema de este tipo, como son los casos de uso. Se vió lo referente a la implementación del PASR (selección del lenguaje de programación y base de datos). En el siguiente capítulo se mostrarán los resultados obtenidos del sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR) en su conjunto.

# Capítulo VI

## Pruebas del CASR y del SASR

En este capítulo, se presenta la caracterización de la respuesta en frecuencia del CASR y el estetoscopio electrónico Thinklabs. También se muestran las auscultaciones tanto de una persona adulta, como de infantes con uno u otro equipo.

### VI.1. Pruebas de laboratorio

#### VI.1.1. Material y equipo

El material y equipo utilizados para la comparación fueron:

- Computadora personal Pentium IV con 512MB de RAM y Windows 2000.
- Tarjeta de adquisición DS1104 R&D de dSpace.
- Generador de funciones 33120A de Agilent.
- Osciloscopio digital 54610B de Agilent.
- Bocina de 5W y 7.5cm de diámetro.
- Tubo de plástico de 41.5x10cm.

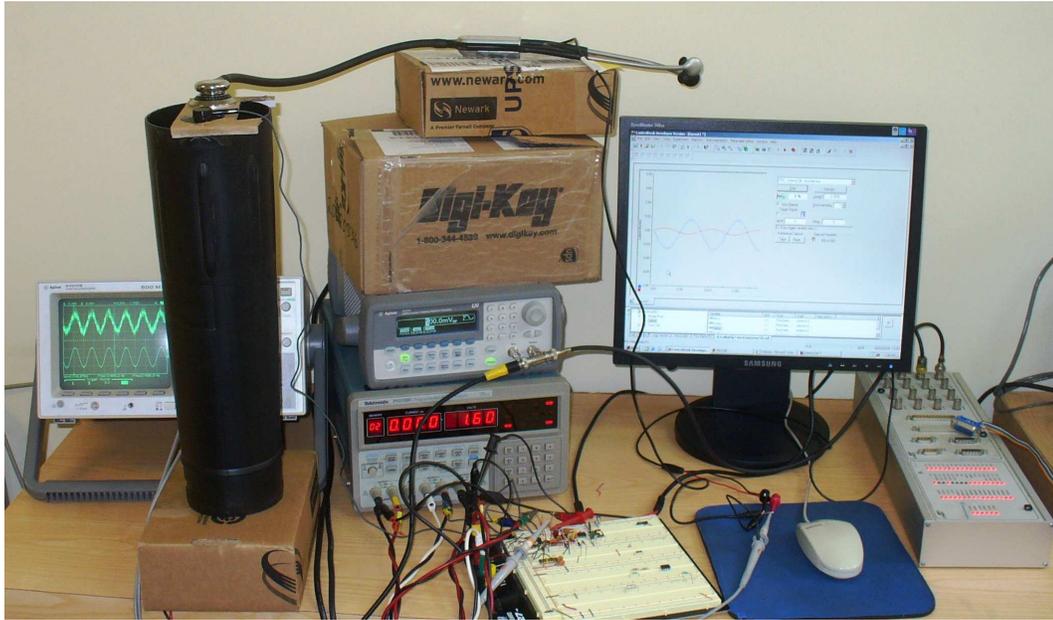


Figura 23: Montaje realizado para obtener la respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio Thinklabs.

### VI.1.2. Montaje experimental

La prueba consiste en comparar el desempeño del CASR ante el del estetoscopio Thinklabs; sometiendo ambos sensores a las mismas condiciones de excitación. Dado que no se cuenta con equipo apropiado para realizar una comparación metrológica (o de 2° patrón) profesional, se implementa y utiliza el montaje de la Figura 23.

El generador de funciones se conecta a una bocina para producir una señal chirp y practicar un barrido lineal de frecuencia de 100Hz a 10kHz. A dicha bocina, se monta el cilindro para dirigir el sonido directamente a las campanas de los sensores del CASR y del estetoscopio Thinklabs. El Thinklabs funciona en el modo diafragma (sonidos respiratorios) y con ganancia máxima, y el CASR lo está en alcance mínimo (v.g., de 200Hz a 2kHz) y con una ganancia mínima (v.g., de 100). La adquisición se realiza con un periodo de muestreo de  $19\mu s$ .

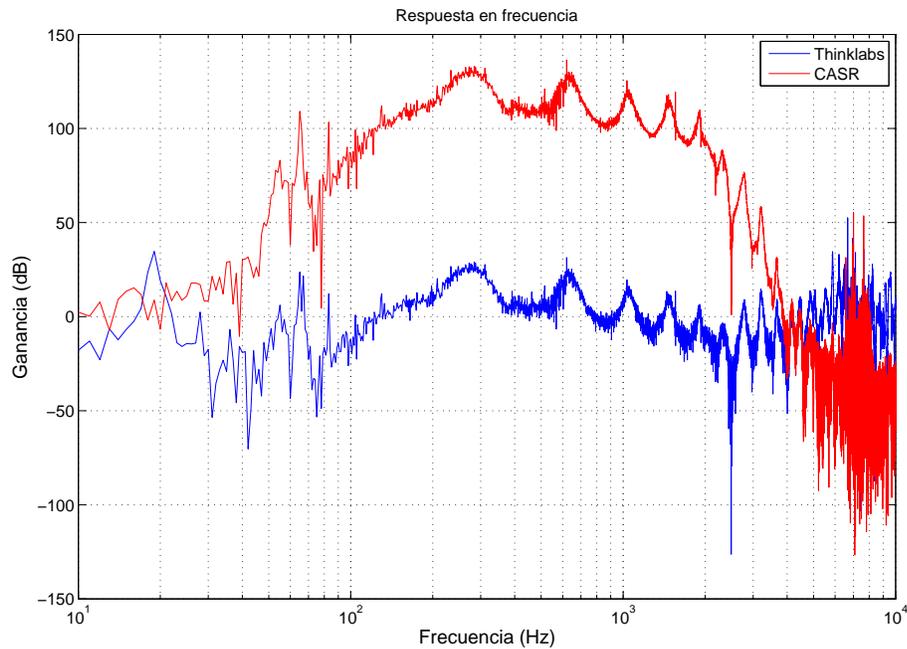


Figura 24: Respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio Thinklabs.

### VI.1.3. Respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio electrónico Thinklabs

En la Figura 24, se muestran las respuestas en frecuencia del CASR, con el micrófono conectado, y del estetoscopio Thinklabs. Como puede apreciarse, la del CASR se parece notablemente a la del Thinklabs, aunque presenta una ganancia mayor. Los picos de resonancia que se observan se deben a las ondas estacionarias mezcladas, las cuales son producto del montaje experimental. Esto hace que se amplifique o se atenúe el sonido a ciertas frecuencias.

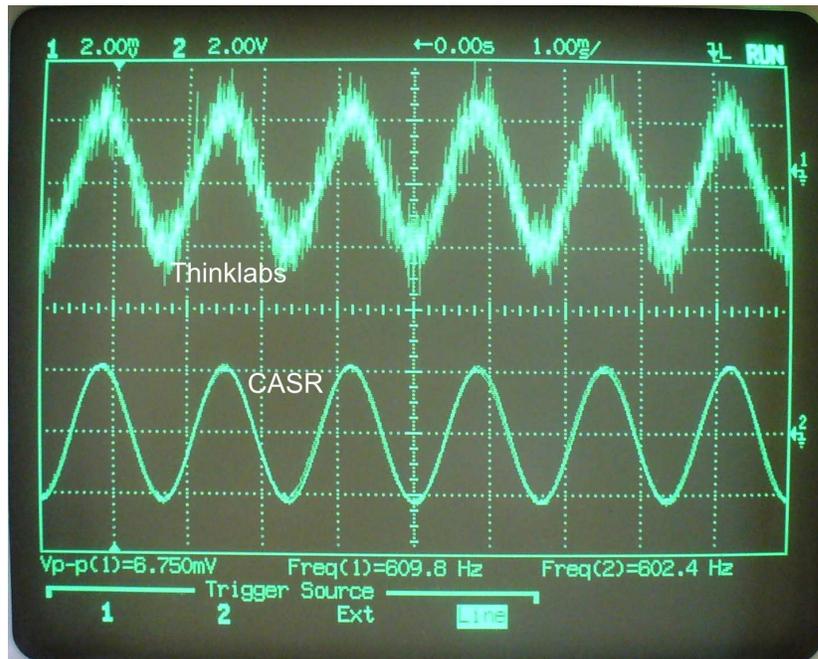


Figura 25: Salida del CASR y del estetoscopio Thinklabs al aplicarles una señal senoidal de 600Hz.

#### VI.1.4. Aplicación de un tono al CASR y al estetoscopio electrónico Thinklabs

Se realizó otra prueba, utilizando el mismo montaje de la Figura 23. Dicha prueba consistió en aplicar una señal senoidal de 600Hz con una amplitud de 500mV a la bocina. En la Figura 25, se muestra el resultado de ésta, como puede apreciarse la medición con el CASR es más limpia (i.e., su distorsión es mínima), en comparación con la del estetoscopio Thinklabs.

## VI.2. Auscultación de pacientes

### VI.2.1. Auscultación de un adulto con el CASR

En el laboratorio, se realizó la adquisición del sonido respiratorio de un adulto con el CASR operando en su alcance mínimo. La adquisición se realizó durante cuatro ciclos normales de respiración, correspondiendo a 10 segundos y a un periodo de muestreo de  $19\mu s$ . En las

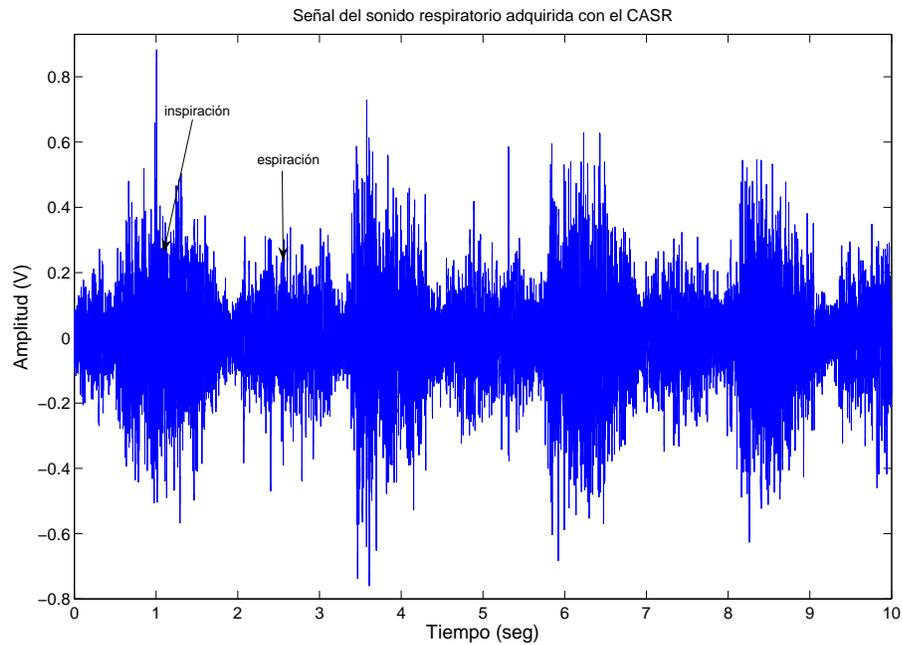


Figura 26: Señal de sonido respiratorio adquirida con el CASR de un adulto sano.

Figura 26 y 27, se muestra la señal adquirida del sonido respiratorio y su espectro calculado, respectivamente. Como puede observarse, las frecuencias del espectro calculado coinciden con las de los sonidos respiratorios (ver Tabla I) de un adulto sano. Los picos que aparecen en aproximadamente 1800Hz y 2300Hz, son producto del movimiento de la campana del sensor o del sujeto durante la adquisición.

La auscultación del adulto se realizó en un ambiente controlado y fue llevada a cabo por el diseñador del instrumento. Se realizó siguiendo las recomendaciones especificadas [Rossi *et al*, 2000]:

#### **Condiciones ambientales**

- Menor ruido acústico del entorno de trabajo.
- Nivel del ruido de fondo <45dB.
- Minimizar la generación de ruidos no respiratorios (voz).

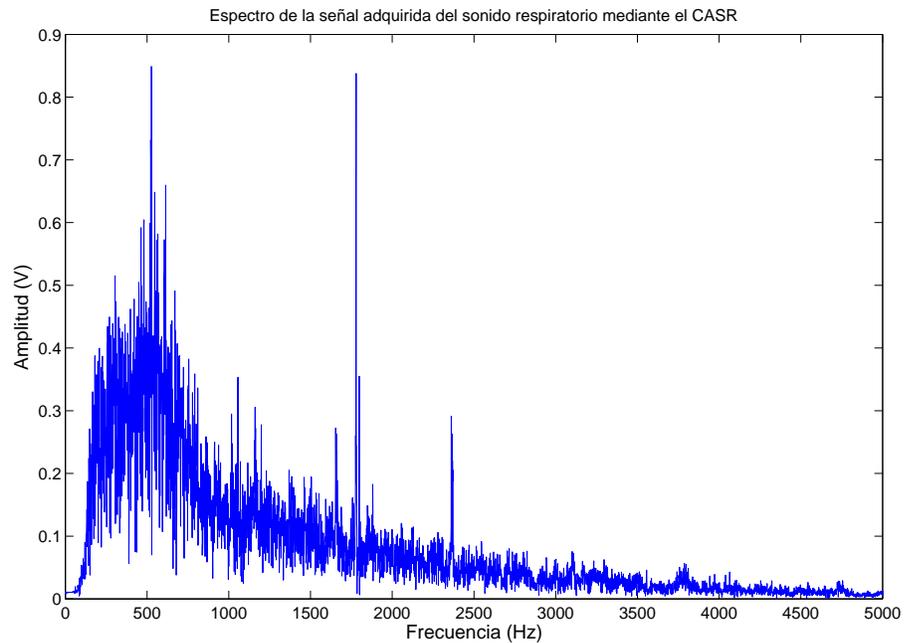


Figura 27: Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el CASR de un adulto sano.

### Postura del sujeto

- Sentado para grabaciones cortas.
- Acostado para grabaciones largas

### Colocación del sensor

- En el pecho en la parte posterior derecha o izquierda.

## VI.2.2. Auscultaciones de infantes con el SASR

Las auscultaciones a infantes con el SASR (ver Figura 28) se realizan en un consultorio médico y operando en su alcance mínimo. El pediatra, es el encargado de realizarlas, como se muestra en la Figura 29. La señal se adquiere con una frecuencia de muestreo de 44.1kHz y a través de la entrada de audio de la computadora.

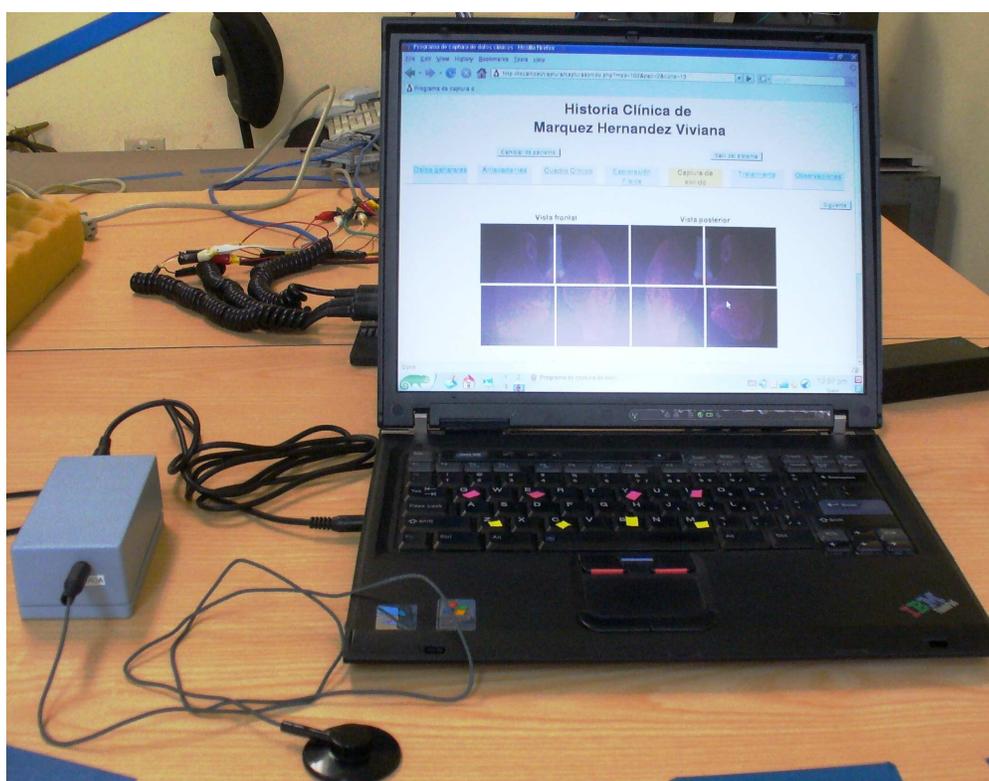


Figura 28: Sistema de adquisición de sonidos respiratorios (SASR).



Figura 29: Utilización del SASR en el consultorio médico.

En la Figura 30, se presenta la señal adquirida 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 prolongada (sonidos traqueales ver Tabla I). La adquisición fue realizada en la parte frontal inferior del pulmón derecho. En la Figura 31, se muestra el espectro de la señal de sonido adquirida, para el cálculo del espectro no se aplicó ningún tipo de ventana a la señal de sonido.

En la Figura 32 y 33, se muestra una adquisición realizada de la parte posterior superior del pulmón derecho y el espectro de la señal de sonido adquirida, respectivamente.

En la Figura 34, se muestra la señal adquirida con el estetoscopio Thinklabs a un paciente de ocho meses de edad. En la historia clínica se reporta: tos flemosa, sibilancias y espiración prolongada. La enfermedad diagnosticada fue bronquiolitis (Sección II.3). La adquisición se realizó en la parte posterior superior del pulmón derecho. En la Figura 35, se muestra el espectro de la señal adquirida, igual que para las anteriores no se aplicó ningún tipo de ventana a la señal para el cálculo del espectro.

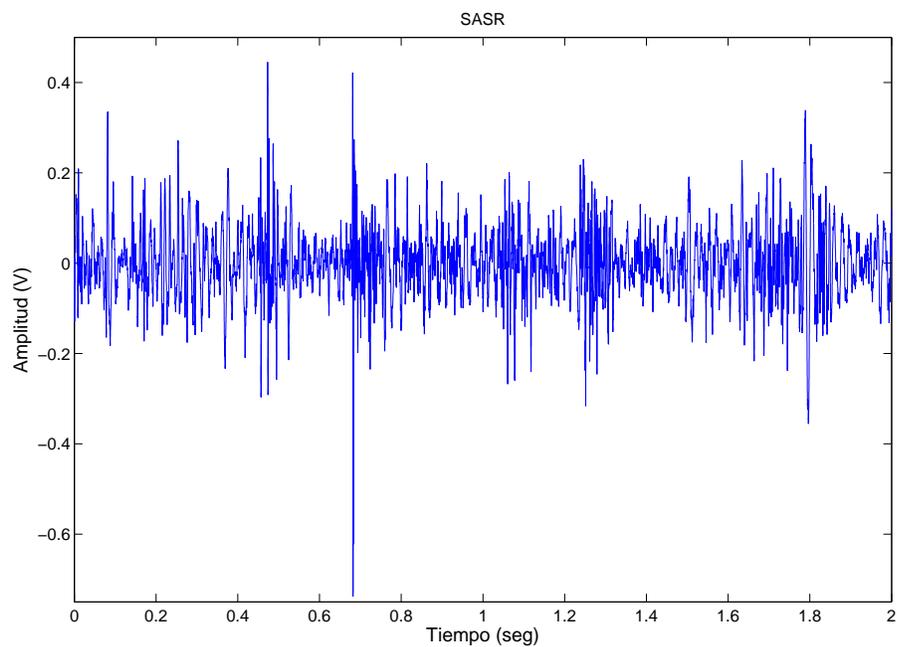


Figura 30: Señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de una infante.

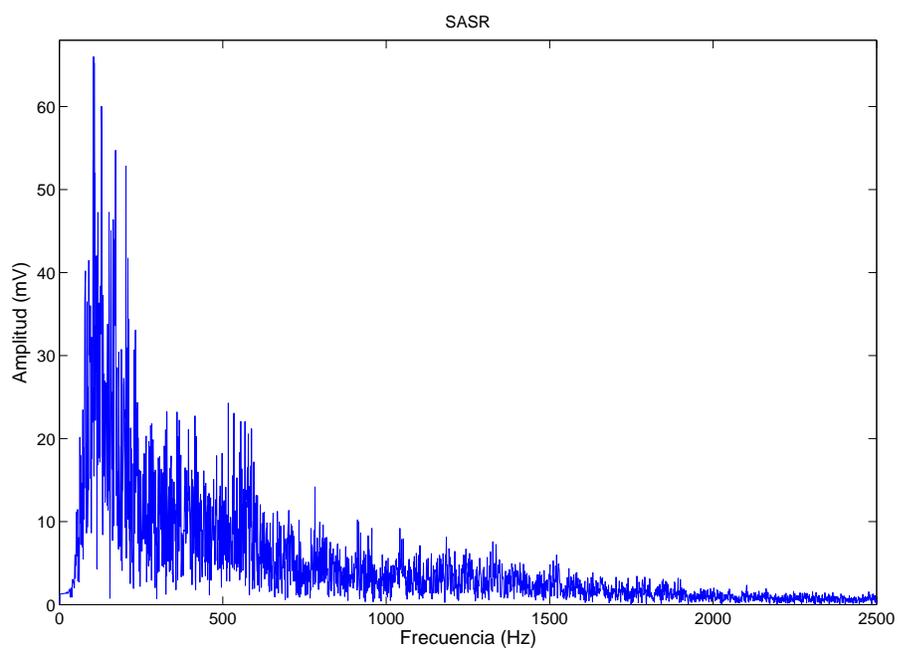


Figura 31: Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de una infante.

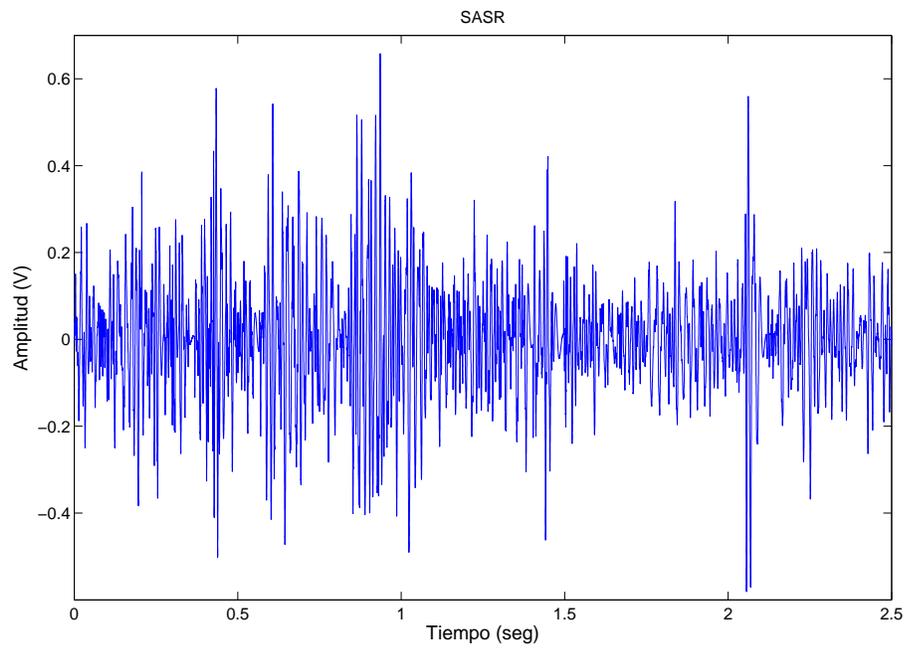


Figura 32: Señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de un infante.

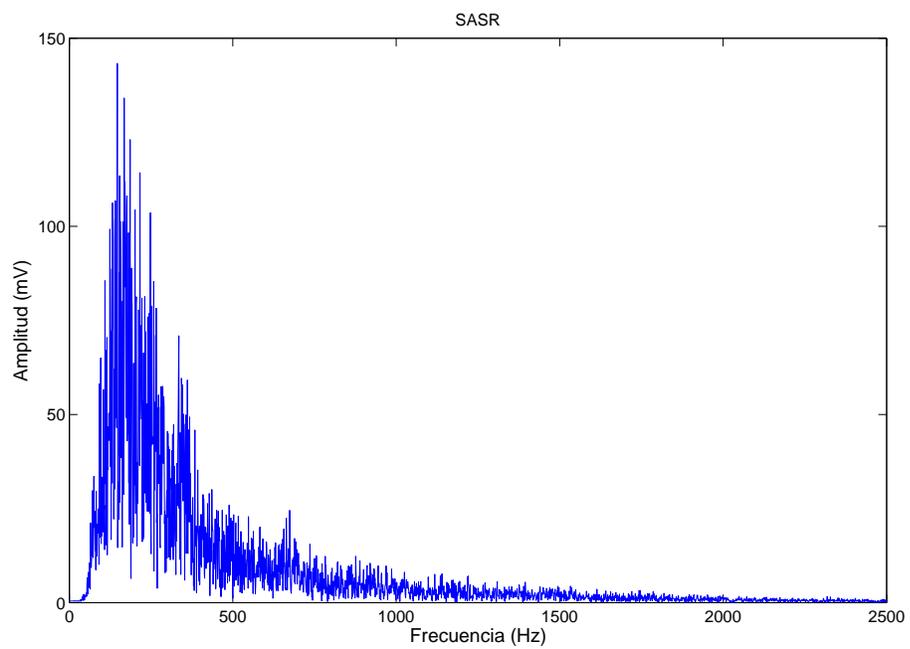


Figura 33: Espectro de la señal de sonido respiratorio adquirida con el SASR de un infante.

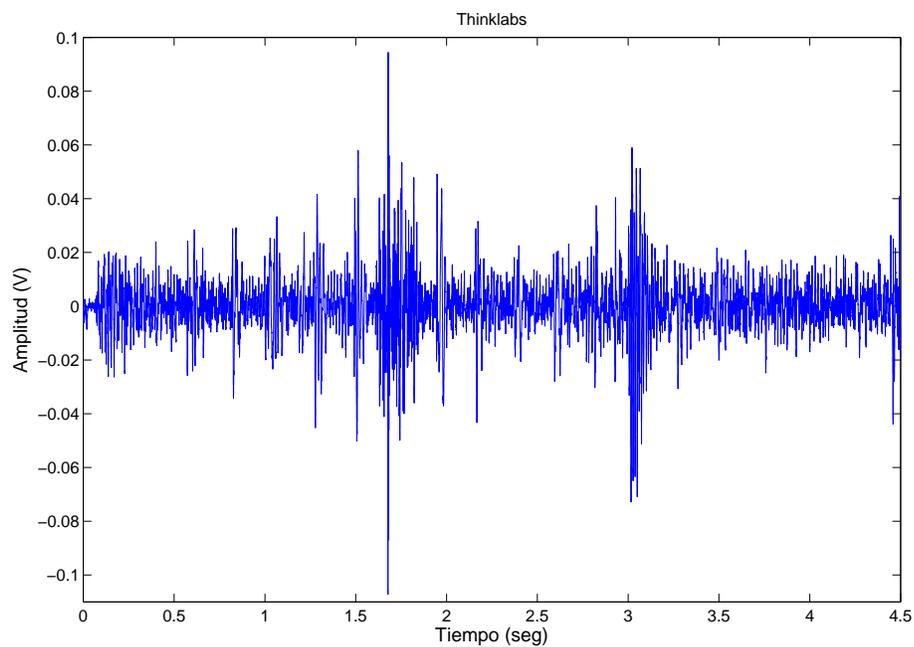


Figura 34: Señal adquirida con el estetoscopio Thinklabs de un infante.

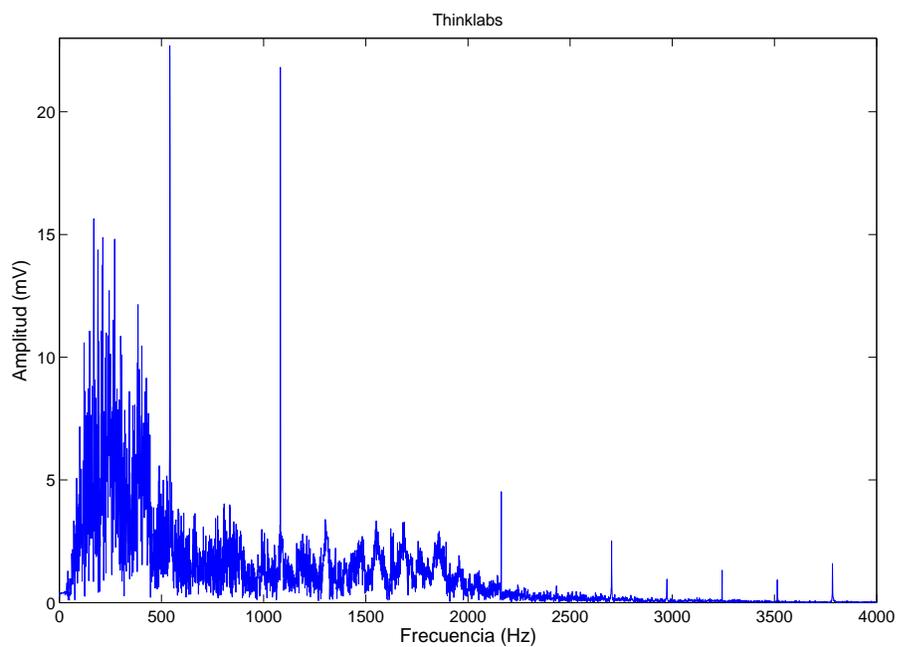


Figura 35: Espectro de la señal adquirida con el estetoscopio Thinklabs de un infante.

## **VI.3. Conclusiones del capítulo**

Las pruebas de laboratorio realizadas al CASR sirvieron para verificar su funcionamiento; ya que al no ser expertos en el área correspondiente de la medicina se tenía la duda de que la señal adquirida por el CASR fuera realmente la onda acústica y no simple ruido. Ésta duda fue disipada al comparar éste contra el estetoscopio electrónico Thinklabs que, de los comerciales, es uno de los mejores [Thinklabs, 2006]. Al obtener la respuesta en frecuencia y al aplicarles un tono a ambos instrumentos, observamos como sus comportamientos fueron muy similares.

## **VI.4. Resumen**

En este capítulo se describe la metodología utilizada para obtener la respuesta en frecuencia del CASR y del estetoscopio electrónico Thinklabs. Se presentan los resultados obtenidos al realizar adquisiciones con el CASR en el laboratorio. Además, se muestran las pruebas realizadas en consultorio médico con el SASR.

# Capítulo VII

## Conclusiones

El sistema desarrollado en este trabajo de tesis cumple satisfactoriamente con las especificaciones de desempeño preestablecidas.

La versión del instrumento desarrollado es confiable y de operación sencilla. El resultado de las pruebas realizadas en el laboratorio lo demuestra. De acuerdo a los comentarios del pediatra, al utilizar el SASR en el campo de su aplicación, lo califica a la par con el estetoscopio electrónico Thinklabs.

En la actualidad se siguen realizando adquisiciones para tener una base de sonidos respiratorios más completa y poder realizar un procesamiento digital a las señales adquiridas.

El CASR fue construido utilizando la campana de un estetoscopio clásico; ésta representa la parte fundamental para poder amplificar los sonidos respiratorios en los estetoscopios acústicos. Dicha campana al provenir de un aparato económico, tiene bajo desempeño. Sin embargo, dado que el sonido es adquirido y amplificado electrónicamente, esto no representa ningún problema, pues se obtiene un sonido nítido comparable al del estetoscopio electrónico Thinklabs.

## VII.1. Aportaciones

La principal aportación fue el desarrollo de un instrumento para la adquisición de sonidos respiratorios, el cual 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.

Por otro lado el SASR es un desarrollo nacional que puede llegarse a comercializar como estetoscopio electrónico.

## VII.2. Trabajo futuro

Respecto al trabajo futuro, se propone:

- Construir otra versión del CASR con componentes de montaje superficial, para reducir lo más posible su tamaño físico y su susceptibilidad a la captación de ruido eléctrico.
- Realizar un estudio de la campana del micrófono, utilizando diferentes tipos de éstas, para mejorar la adquisición de la onda acústica.
- Implementar un control de volumen que permita seleccionar el nivel deseado para evitar dañar los oídos del pediatra, cuando se encuentre auscultando a un paciente y éste tosa, estornude, se mueva, etc.
- Sincronizar la adquisición de la señal del sonido pulmonar con el flujo respiratorio o los latidos del corazón y así poder hacer una promediación lineal en el tiempo para mejorar notablemente la tasa de señal a ruido.
- Elaborar rutinas en el PASR para desplegar la señal adquirida, realizar filtrado digital y calcular espectros más eficientemente.

- Seguir en pláticas con el pediatra y retroalimentar el proyecto con la finalidad de incorporar otras funciones y poder realizar un sistema didáctico, que sirva de ayuda a los médicos, enfermeras o paramédicos en su formación académica.
- Realizar un monitor que mida, compare, reporte o avise (suene una alarma) cuando se presente una complicación de una enfermedad de las vías respiratorias.
- Estudiar la posibilidad de diseñar un circuito utilizando el modelo matemático del pulmón, para generar señales típicas que asemejen síntomas relevantes de las enfermedades de las vías respiratorias.
- Enriquecer el modelo matemático del pulmón con mediciones para calcular los exponentes de Lyapunov y estudiar la presencia de comportamientos caóticos.

# Referencias

3M-Littmann. 2005 . *Electronic stethoscope model 4100 with ambient noise reduction*. <http://solutions.3m.com>. (consulta agosto 2008).

Cardionics. 2008. *Introducing a new type of stethoscope E-Scope II*. <http://www.cardionics.com/stethoscopes>. (consulta agosto 2008).

Earis J.E., Cheetham B.M.G. 2000. *Current methods used for computerized respiratory sound analysis*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 586–590p.

Franklin G. F., Powell J. D., Workman M. L. 1990. *Digital control of dynamic systems*. Addison Wesley, Segunda edicion. 837p.

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.

Mabis Healthcare. *Mabis signature electronics*. (2008). [http://www.mabis.net/prodDetail\\_Stethoscopes.php?ModelNo=10-400-020](http://www.mabis.net/prodDetail_Stethoscopes.php?ModelNo=10-400-020). (consulta agosto 2008).

Norton, H. N. 1989. *Handbook of transducers*. Prentice Hall. 554p.

Morrison, R. 1967. *Grounding and shielding techniques in instrumentation*. Wiley. 144p.

Ott, H. W. 1988. *Noise reduction techniques in electronic systems*. Wiley, Segunda edición. 426p.

Pasterkamp H., Kraman S. S., Wodicka G. R. 1997. *Respiratory sounds: advances beyond the stethoscope*. Am. J. Respir. Crit. Care Med., 156. 974–987p.

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.

Rossi M., Sovijärvi A.R.A., Piirila P., Vannuccini L., Dalmasso F., Vandeschoot J. 2000. *Environmental and subject conditions and breathing manoeuvres for respiratory sound recordings*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 611–615p.

---

Sánchez D. I. 2003. *Aplicaciones clínicas del estudio objetivo de los ruidos respiratorios en pediatría*. Rev Chil Pediatr, 74(3): 259–268p.

Sistema Nacional de Información en Salud (SINAIS). 2007.

<http://sinais.salud.gob.mx/mortalidad/mortalidad.html>.(consulta septiembre 2007).

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.

Sovijärvi A.R.A., Vandeschoot J., Earis J.E. 2000. *Standarization of computerized respiratory sound analysis*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 585p.

Surós Forns, J. 1978. *Semiología médica y técnica exploratoria*. Salvat, Sexta edición. 1071p.

Thinklabs. 2006. *Digital Electronic Stethoscope. User's manual*.

[http://www.thinklabsmedical.com/manuals\\_references/](http://www.thinklabsmedical.com/manuals_references/). (consulta agosto 2008).

Thompson B. J. 2000. *A guide to accelerometer specifications*.

<http://www.tnworld.com/index.asp?layout=article&articleid=CA187362>. (consulta agosto 2008).

Vannuccini L., Earis J.E., Helisto P., Cheetham B.M.G., Rossi M., Sovijärvi A.R.A., Vandeschoot J. 2000. *Capturing and preprocessing of respiratory sounds*. Eur Respir Rev 2000; 10(77): 616–620p.

Webster, J. G. 1995. *Medical instrumentation application and design*. Wiley, Segunda edición. 814p.

Welch-Allyn. (2003). *Master Elite Sensor-based Stethoscope. User Manual*.

<http://www.welchallyn.com/documents/Blood%20Pressure%20Management/>. (consulta agosto 2008).

# Glosario

## *Amplexación*

Valora el diámetro transversal y longitudinal de la caja torácica.

## *Amplexión*

Valora el diámetro anteroposterior (de adelante para atrás) de la caja torácica.

## *Cianosis*

Coloración azulada de la piel y mucosas, debido a una mayor proporción de sangre reducida, las causas más frecuentes son las respiratorias y las circulatorias que ocasionan una oxigenación insuficiente de la sangre a nivel alveolar.

## *Hematíes*

Células rojas o eritrocitos.

## *Luz bronquial*

Diámetro de las vías bronquiales iniciando desde la tráquea hasta los bronquiolos terminales.

## *PEEP (Positive End Expiratory Pressure)*

La presión positiva al final de la espiración es un parámetro utilizado ampliamente durante la ventilación mecánica.

## *Pleura*

Es una membrana serosa de origen mesodérmico que recubre ambos pulmones, el mediastino, el diafragma y la parte interna de la caja torácica.

## *Sonidos mate*

Sonido normal a la percusión del tórax, es resonante por el aire pulmonar.

## *SPL (Sound Pressure Level)*

El nivel de presión sonora determina la intensidad del sonido que genera una presión sonora instantánea (es decir, del sonido que alcanza a una persona en un momento dado) y varía entre 0dB umbral de audición y 120dB umbral de dolor.

## *Tórax en tonel*

Tórax abombado, distendido por el aire que tiene adentro.